UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

1936-1937. — N° 133

CONTRIBUTION

A LA

DOSIMÉTRIE EN RŒNTGENTHÉRAPIE

DE VOLTAGE ÉLEVÉ

(Travail du Centre anticancéreux de Bordeaux et du Sud-Ouest. Directeur : Professeur RÉCHOU)

THÈSE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

présentée et soutenue publiquement le mercredi 28 juillet 1937

PAR

Jean-Jacques AURIAC

Licencié ès sciences physiques,
Pharmacien,
Ancien interne provisoire (lauréat) des Hôpitaux de Bordeaux
Médecin-résident du Centre anticancéreux de Bordeaux et du Sud-Ouest.

Né à LA ROCHE-SUR-YON (Vendée), le 9 mai 1906

Examinateurs de la Thèse :

MM. RÉCHOU, professeur ..... *Président.*
JEANNENEY, professeur ..... *Juges.*
WANGERMEZ, agrégé ..... *Juges.*
BROUSTET, agrégé ..... *Juges.*

BORDEAUX

IMPRIMERIE-LIBRAIRIE DELMAS

6, Place Saint-Christoly

1937

UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

1936-1937. — N° 133

CONTRIBUTION

A LA

DOSIMÉTRIE EN RŒNTGENTHÉRAPIE

DE VOLTAGE ÉLEVÉ

(Travail du Centre anticancéreux de Bordeaux et du Sud-Ouest. Directeur : Professeur RÉCHOU)

THÈSE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

présentée et soutenue publiquement le mercredi 28 juillet 1937

PAR

Jean-Jacques AURIAC

Licencié ès sciences physiques,
Pharmacien,
Ancien interne provisoire (lauréat) des Hôpitaux de Bordeaux
Médecin-résident du Centre anticancéreux de Bordeaux et du Sud-Ouest.

Né à LA ROCHE-SUR-YON (Vendée), le 9 mai 1906

Examinateurs de la Thèse

MM. RÉCHOU, professeur ..... *Président.*
JEANNENEY, professeur ..... *Juges.*
WANGERMEZ, agrégé ..... *Juges.*
BROUSTET, agrégé..... *Juges.*

BORDEAUX

IMPRIMERIE-LIBRAIRIE DELMAS

6, Place Saint-Christoly

1937

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE DE BORDEAUX

DOYEN : M. MAURIAC.

ASSESSEUR : M. LABAT.

DOYEN HONORAIRE : M. C. SIGALAS.

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. POUSSON, MOURE, RIVIÈRE, BARTHE, DENIGÈS, BEILLE, CASSAËT, CHAVANNAZ, PACHON.

PROFESSEURS :

	MM.		MM.
Clinique médicale	MAURIAC.	Zoologie et parasitologie	MANDOUL.
id.	DUPÉRIÉ.	Médecine expérimentale	AUBERTIN.
Clinique chirurgicale	BÉGOUIN.	Clinique ophtalmologique	TEULIÈRES.
Clinique chirurgicale et gynécologique	GUYOT.	Clinique chirurg. infantile et orthopédie	ROCHER.
Pathologie et thérapeutique générales	CARLES.	Clinique méd. des maladies des enfants	CRUCHET.
Clinique d'accouchements	ANDÉRODIAS.	Chimie biologique et médicale	N.
Anatomie pathol. et microscopie clinique	SABRAZÈS.	Physique médicale et pharmaceutique	C. SIGALAS
Anatomie	VILLEMIN.	Médec. coloniale et clin. des mal. exotiques	BONNIN.
Anatomie générale et histologie	G. DUBREUIL.	Clinique des malad. cutanées et syphilitiques	PETGES.
Hygiène	LEURET.	Clinique des maladies des voies urinaires	DUVERGEY
Médecine légale et déontologie	LANDE.	Clinique des malad. nerveuses et mentales	ABADIE.
Electroradiologie et clin. d'électricité médic.	RÉCHOU.	Clinique d'oto-rhino-laryngologie	PORTMANN.
Chimie	CHELLE.	Toxicologie et hygiène appliquée	LABAT.
Botanique et matière médicale	GOLSE.	Hydrologie thérapeutique et climatologie	CREYX.
Pharmacie	DUPOUY.	Clinique odonto-stomatolo ique	DUBECQ.

MM. LACOSTE (Histologie). PERY (Obstétrique). PERRENS (Maladies mentales). PAPIN (Chirurgie générale). R. SIGALAS (Parasitologie et sciences naturelles). JEANNENEY (Chirurgie générale).

AGRÉGÉS EN EXERCICE :

	MM.		MM.
Anatomie	N.	Chirurgie générale	MASSÉ.
id.	DUFOUR.	id.	DARGET.
Physiologie	FABRE.	Obstétrique	RIVIÈRE.
Médecine générale	PIÉCHAUD.	Ophtalmologie	BEAUVIEUX.
id.	DELMAS-MARSALET.	Oto-rhino-laryngologie	DESPONS.
id.	DE GRAILLY.	Dermatologie et syphiligraphie	JOULIA.
id.	FONTAN.	Physique médicale	WANGERMEZ.
id.	BROUSTET.	Chimie générale pharmaceut. et toxicologie	VITTE
id.	DERVILLÉE.		

COURS COMPLÉMENTAIRES :

	MM.		MM.
Physiologie	FABRE.	Physique médicale et pharmaceut que	WANGERMEZ
Médecine opératoire	PAPIN.	Médecine légale	DERVILLÉE.
Accouchements	RIVIÈRE.	Urologie	DARGET.
Pathologie médicale	DELMAS-MARSALET.	Botanique	GIRARD.
Puériculture	FAUGÈRE.	Bactériologie	MOUREAU.
Pharmacie chimique	VITTE.	Législation pharmaceutique	POPLAWSKI.
Zoologie et parasitologie	R. SIGALAS.		

Ophtalmologie ..... MM. CABANNES (en congé).

Orthopédie chez l'adulte, pour les accidentés du travail, les mutilés de guerre et les infirmes. N.

Le Secrétaire de la Faculté : ROUGERIE.

Par délibération du 5 août 1879, la Faculté a arrêté que les opinions émises dans les Thèses qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'elle entend ne leur donner ni approbation ni improbation.

R. UNIV. BIBLIOTHEEK LEIDEN

A MON PÈRE — A MA MÈRE

AUX MIENS

A LA MÉMOIRE DE MA TANTE JULIA AURIAC

A LA MÉMOIRE DE MES AMIS

ANDRÉ DEYRES

Externe des Hôpitaux de Bordeaux.

DOCTEUR PIERRE CHASTAIGNET

Ancien Interne des Hôpitaux de Bordeaux,
Chirurgien de l'Hôpital-Clinique de Bressuire.

A Monsieur le Docteur J. AUCHÉ

Ancien Interne des Hôpitaux de Bordeaux,
Ancien chef de Clinique chirurgicale à la Faculté.

A MES AMIS

A MES MAITRES DES HOPITAUX

STAGE

Monsieur le Docteur CHARBONNEL.
Monsieur le Docteur DENIS.

EXTERNAT

Monsieur le Professeur G. CHAVANNAZ.
Monsieur le Doyen P. MAURIAC.
Monsieur le Professeur R. DUPÉRIÉ.

INTERNAT PROVISOIRE

Monsieur le Professeur G. RÉCHOU.

A Monsieur le Professeur agrégé P. BROUSTET

A Monsieur le Professeur JEANNENEY

Chirurgien des Hôpitaux,
Chirurgien adjoint du Centre régional contre le cancer,
Membre correspondant de l'Académie de Chirurgie,
Chevalier de la Légion d'honneur,
Croix de guerre,
Officier de l'Instruction publique.

A Monsieur le Professeur P. DAURE

Professeur de Physique générale
à la Faculté des Sciences de Bordeaux,
Officier de l'Instruction publique.

A Monsieur le Professeur agrégé WANGERMEZ

Radiologiste des Hôpitaux,
Chef adjoint du Service de radiothérapie et de curiethérapie
au Centre anticancéreux.

Au Maître aimé, et, il me permettra d'ajouter,
à l'Ami si plein pour moi d'inépuisable bonté,
avec mon affection déférente et fidèle.

A Monsieur le Professeur G. CHAVANNAZ

Professeur honoraire,
Correspondant national de l'Académie de Médecine,
et de l'Académie de Chirurgie,
Officier de la Légion d'honneur,
Décoré de la Médaille interalliée et de la Médaille de la Victoire,
Officier de l'Instruction publique.

Monsieur le Professeur,

Des années ont passé depuis que, externe dans votre service, j'ai reçu l'empreinte ineffaçable que, en « grand patron », au sens le plus élevé du terme, vous imprimez à ceux qui travaillent sous vos ordres. Et j'ai toujours la joie d'être à vos côtés.

Veuillez agréer, Monsieur le Professeur, l'expression de ma gratitude et de mon profond respect.

A MON PRÉSIDENT DE THÈSE

Monsieur le Professeur G. RÉCHOU

Professeur d'Electroradiologie et de Clinique d'électricité médicale,
Directeur du Centre régional de lutte contre le cancer
de Bordeaux et du Sud-Ouest,
Docteur ès Sciences,
Chevalier de la Légion d'honneur,
Croix de guerre,
Officier de l'Instruction publique.

Mon cher Maître,

Depuis le début de mes études médicales, vous avez bien voulu me témoigner une attention toujours indulgente et bienfaisante. Et dans un passé récent, qui me fut assez désagréable, j'ai pu mesurer, encore davantage, la profondeur de votre bonté.

Je vous prie, mon cher Maître, de croire à ma vive reconnaissance et à mon attachement très respectueux.

CONTRIBUTION

A LA

DOSIMÉTRIE EN RŒNTGENTHÉRAPIE

DE VOLTAGE ÉLEVÉ

INTRODUCTION

L'apparition, vers l'an 1920, des appareillages de voltage égal à 200.000 volts, permettant de pratiquer une thérapie dite « profonde » ou « pénétrante », avait, en « rénovant » en quelque sorte la rœntgenthérapie, fait naître de vastes espoirs.

Il paraissait s'agir d'un matériel si efficace, si susceptible de répondre presque parfaitement aux exigences du radiothérapeute, que l'on pouvait alors espérer, dans cette course vers l'amélioration de la technique, une stabilisation, une « pause », dirons-nous, pour employer un mot à la mode.

Et cependant, voilà plusieurs années déjà — aux Etats-Unis d'Amérique d'abord — que l'on parle de rœntgenthérapie à voltage élevé (le « supervoltage » des Anglo-Saxons), de rœntgenthérapie ultra-pénétrante.

Remarquons que le premier terme est le seul modestement correct, tandis que le second traduit l'espoir que porte en elle cette rœntgenthérapie.

Qu'est-ce donc qu'un voltage élevé ?

On est généralement d'accord sur ce point qu'il s'agit d'un voltage égal ou supérieur à 300.000 volts, la forme du courant ayant aussi son importance.

La limite inférieure est donc de l'ordre de 300.000 volts. Quant à la limite supérieure, on tend à obtenir des rayons X, dont la longueur d'onde serait du même ordre que la longueur d'onde moyenne des rayons gamma du radium, donc des tensions de l'ordre de 1.200.000 à 1.500.000 volts.

Dans une première partie, nous envisagerons, très rapidement, les différentes installations de voltage élevé actuellement en fonctionnement, avant de décrire le matériel que nous avons eu à notre disposition.

La deuxième partie sera consacrée aux méthodes de mesure, et, au premier plan, à la méthode ionométrique.

Les résultats des mesures feront l'objet de la troisième et dernière partie : ils nous aideront à asseoir notre opinion sur ce point crucial :

La rœntgenthérapie à voltage élevé mérite-t-elle le qualificatif d'ultra-pénétrante ?

PREMIÈRE PARTIE

L'APPAREILLAGE

La technique des hautes tensions comporte la résolution de deux problèmes, d'inégale difficulté.

Il y a, d'une part, la question du *générateur* de courant : en Amérique, des tensions de l'ordre de 1.500.000 volts sont obtenues [266] (1).

Mais il y a surtout la question du *tube* émetteur de rayons rœntgen, dont la construction et la mise au point sont particulièrement délicates (2).

A. — *En Amérique du Nord* (Etats-Unis et Canada).

Les premiers chercheurs, nous l'avons dit, sont Américains.

1° L'un des premiers postes, sinon le premier en date, est celui monté par Lauritsen [206, 141], dès 1930, au California Institute of Technology (Pasadena) (3).

Tension : 550 à 600 kV. pulsatoire (« peak »).

---

(1) Le nombre entre [ ] est le numéro d'ordre dans la classification bibliographique par ordre alphabétique.

(2) La question des hautes tensions est également à l'ordre du jour dans un autre domaine, celui de la *métallo-rœntgengraphie,* où des tensions de 220.000 à 500.000 volts sont actuellement exigées (par exemple pour étudier, pour « sonder » un bloc d'acier de 10 cm. d'épaisseur).

Le problème technique est d'ailleurs différent et se rapproche de celui de la rœntgengraphie médicale. Il faut :

— d'assez fortes intensités : 20 mA., par exemple;

— des temps d'irradiation, relativement courts, se chiffrant par minutes, et non par heures. (Un tube de 220.000 V., 20 mA., est, par exemple, en fonctionnement dans les Laboratoires du ministère de l'Air, à Paris. En Amérique, dès septembre 1935 [117], 400.000 volts étaient atteints.)

(3) Dès 1928, un tube était en essai.

En juin 1933, on aurait atteint 750 kV., puis en août de la même année, 1.000 kV.

Pour donner une idée des dimensions et de la complexité de tels tubes, nous reproduisons (fig. 1) le schéma du tube à 1.000 kV.

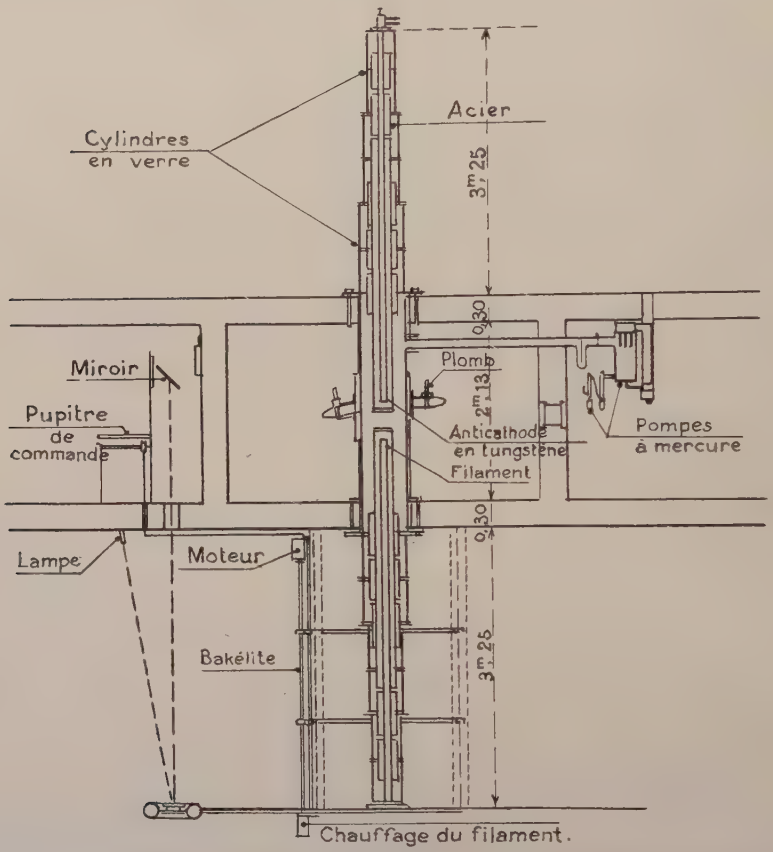

Fig. 1. — Tube 1.000 kV du Kellogg Radiation Laboratory (California Institute of Technology, Pasadena, 1932).

2° Suivant l'ordre chronologique, citons ensuite la réalisation de Coolidge et de ses collaborateurs, au Memorial Hospital (New-York City) [53, 54, 216], en octobre 1931 :

Tension : 700 kV.;
Alimentation par bobine d'induction;
Tube rœntgen à deux sections, à pompage continu.

C'est le tube qui a été utilisé par Failla [93].

Au même établissement, a fonctionné ensuite, en 1933 [117], une installation à 800.000 volts, alimentée par transformateurs, avec tube à quatre sections, toujours à pompage continu.

3° Dans les années qui suivent, les installations se multiplient, dérivant plus ou moins des types précédents. Citons :

A Los Angeles (Soiland Clinic, 1933) : 500 kV.

A Chicago (Mercy Hospital, septembre 1933) : 800 kV. pulsatoire.

A Seattle (Swedish Hospital, janvier 1934) : 850 kV. pulsatoire.

A San Francisco (California University Hospital, mai 1934) : 900 kV. [322]. (On aurait atteint 1.200 kV. en novembre 1935 [292, 304].)

A la Columbia University (1937) : 1.200 kV. (?).

4° A côté, et faisant souvent suite à cette émulation vers les très hautes tensions, nous notons une tendance, excellente selon nous (nous y reviendrons), à utiliser des tensions constantes. Citons encore :

A Lincoln (Nebraska) (General Cancer Clinic, septembre 1933) : 650 à 740 kV. constant.

A Detroit (Harper Hostipal, septembre 1933)(1) : 500 kV. constant.

A Los Angeles (Soiland Clinic, 1935) : 500 kV. constant.

A Cleveland (St. John's Hospital) : 400 kV. constant [335].

Pour toutes ces installations, l'ampérage est de l'ordre de quelques milliampères (3 à 6, exceptionnellement jusqu'à 10 [370]).

---

(1) A titre documentaire, signalons que, au Harper Hospital, Leucutia [209] emploie ce qu'il appelle *l'irradiation mixte* (mixed irradiation), combinant :

— la thérapie à 500 kV. constant (champ large);

— la thérapie à 200 kV. pulsatoire (champ plus limité);

— la thérapie à 85 kV. pulsatoire, non filtrée (champ encore plus limité par une fenêtre de plomb).

A côté de ces solutions classiques, et sortant des sentiers battus, mentionnons :

— l'appareil à solénoïde de Sloan [230] (800 kV.).

— le Cyclotron de Lawrence (producteur de neutrons) [230].

Les Américains Cassen et Corrigan [41] ont d'ailleurs récemment mis au point un tube pouvant produire des rayons rœntgen correspondant à des tensions comprises entre 300 et 450 kV., mais pouvant aussi être utilisé comme émetteur de neutrons.

B. — ***En Europe.***

D'une tension égale ou supérieure à 500 kV., les réalisations sont peu nombreuses.

Depuis 1932, von Schubert, à Berlin (Clinique gynécologique de la Charité), possède un tube — de fabrication Osram — fonctionnant sous une tension pulsatoire de 577 à 600 kV. et avec 1 mA. d'intensité.

Mueller possède, depuis 1933, une ampoule Pantix Siemens, fonctionnant à 700 kV., sous 2 à 3 mA. d'intensité [249].

En 1934, les Anglais Allibone et Bancroft [3] signalent la mise au point d'un tube pouvant fonctionner, soit dans l'air, à 380 kV., soit dans l'huile, à 500 kV.

Depuis le début de l'année 1937, un appareillage à tension très élevée (600 à 1.000 kV.) serait en fonctionnement au Saint-Barthelemy Hospital de Londres.

D'autre part, Bouwers [31], persistant dans la construction de tubes dits « sealed-off », sans pompage continu, aurait pu atteindre, dès 1936, 700 kV. constants.

Nous ne sommes d'ailleurs pas assuré que ces différents appareillages soient tous entrés dans l'usage clinique courant.

En France, Gunsett utilise au Centre anticancéreux de Strasbourg un tube Osram, fonctionnant dans l'huile, à 500-550 kV. (en moyenne : 520), à 3 mA., tube qui avait déjà, en août 1936, 1.100 heures de fonctionnement [125].

Toujours dans notre pays, la Compagnie générale de radiologie (C. G. R.) a récemment lancé (Belot [20]) un tube à

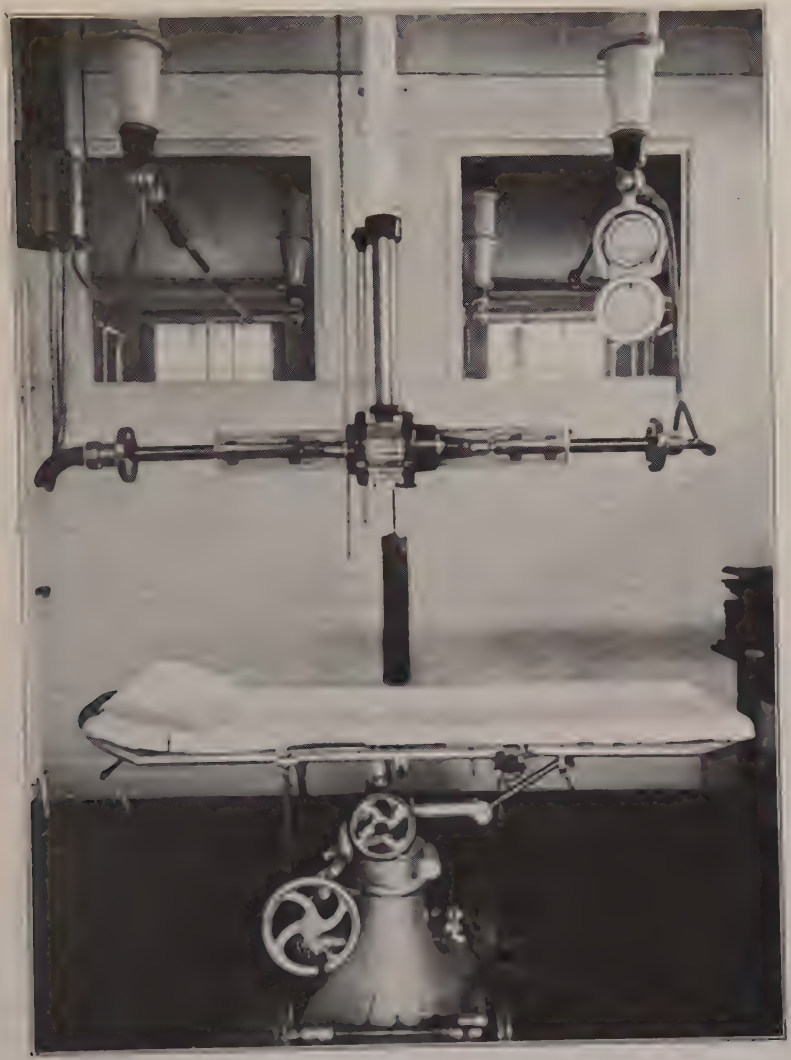

Fig. 2. — Tube rœntgen Philipps 400 kV. (Tube n° 2)
(Protection anti-X équivalente à 15 mms Pb).

pompage continu (3 étages de pompe), pouvant supporter 500 kV. à 6 mA., et pouvant être poussé jusqu'à 600 kV.-4 mA.

A Bordeaux, au Centre anticancéreux, dirigé par notre

maître le professeur Réchou, l'appareillage que nous avons eu à notre disposition paraîtra bien chétif, comparé aux « titans » que nous venons de citer.

1° Dès janvier 1935, nous avons utilisé un tube Philipps, non protégé, à refroidissement par circulation d'eau avec pompe, fonctionnant couramment sous 300 kV. constants et 4 mA. pour la thérapie, et pouvant être poussé jusqu'à 320 kV.-3,5 mA.

C'est le tube étiqueté n° 1 dans les protocoles de nos mesures.

2° Ce tube a été remplacé en mars 1937 par un tube, également de la maison Philipps, de caractéristiques analogues (non-isolement, refroidissement de l'anticathode par pompe à eau, etc.), mais atteignant 400 kV. avec une intensité de 3 mA. : tube n° 2 (fig. 2).

Le générateur a été un générateur de tension constante, utilisable jusqu'à une tension de 500 kV., de la Compagnie générale de radiologie, déjà quelque peu ancien et dépassé évidemment, au point de vue encombrement et isolement, en particulier, par les réalisations modernes.

*
* *

Nous voudrions, avant de clore ce très rapide aperçu de technique, envisager deux points particuliers.

I. — La tension constante. Sa supériorité.

Nous avons déjà noté l'évolution des tendances des radiologistes nord-américains, qui après avoir désiré atteindre des voltages très élevés, ont reconnu que la forme du courant fourni par le générateur a aussi son importance, d'où le souci, en se maintenant entre 500 et 600 kV., d'obtenir une alimentation par tension constante.

Les plaidoyers en faveur d'une telle alimentation sont innombrables. Cueillons, entre autres :

Bacqué [7] met bien en évidence l'avantage de la tension constante, reconnaissant en particulier que la longueur d'onde moyenne du faisceau rœntgen est plus petite.

Mayneord et Robert [234] précisent par des chiffres : leurs mesures leur permettent de conclure qu'une tension constante de 340 kV. correspond à la même épaisseur de couche de demi-absorption qu'une tension pulsatoire de 400 kV.

De même, Leucutia et Corrigan [211] notent que pour l'effet biologique (érythème) 154 kV. constants équivalent à 200 kV. pulsatoires. Et ils ajoutent : par le voltage constant, on a un maximum d'efficacité et d'homogénéité dans la production des rayons X (en dehors des avantages d'ordre technique, fonctionnement plus régulier en particulier).

Kaye et Binks [190] insistent sur la supériorité, pour la précision des mesures, de la tension constante : « la connaissance de la tension maxima et de la forme de la courbe de la tension ne suffisent pas, écrivent-ils, pour définir la quantité et la qualité du rayonnement produit ».

Du Mond et Hoyt [77], s'occupant de spectrographie, indiquent que c'est seulement avec les tensions constantes qu'on obtient des longueurs d'onde limite (c'est-à-dire minima) bien définies, bien visibles sur les spectrogrammes.

En somme, c'est la quasi-unanimité. Notons cependant que, en matière de télérœntgenthérapie, Marchal et Mallet [225] pensent que « les appareils générateurs sont indifférents, bien que cependant la tension constante ait quelque avantage, mais la tension pulsatoire est également très recommandable ».

Voici, en terminant, quelques nombres (extraits d'un rapport publié en collaboration avec le professeur Wangermez [369]) et dont le rapprochement plaide en faveur de la supériorité de la tension constante :

Spectre utilisé.	Distance focale.	Dose en profondeur.
200 kV. — 2 mm. Cu.....	200 cm.	41 % à 10 cm. (1).
200 kV. — 1,5 mm. Cu (T. C.).	200 cm.	72 % à 10 cm. (2).
300 kV. — 2 mm. Cu (T. P.)...	50 cm.	27 % à 15 cm. (3).
300 kV. — 2,8 mm. Cu (T. C.).	50 cm.	43,5 % à 10,5 cm. (4).

(1) Cottenot et Sluys [59].
(2) Marchal et Mallet [225].
(3) Belot et de Vulpian [21].
(4) Wangermez et Auriac.

En terminant, nous nous permettrons d'exprimer le vœu de voir de moins en moins, dans notre pays, d'où la tension constante (ce sont des Américains qui parlent [211]) a pris son essor, des travaux où des mesures « strictement physiques » ont pour objet des tensions *pulsées* de 140.000 à 180.000 volts [71, 72]. Il nous semble, en effet, singulièrement audacieux — et nous avons vu que nous ne sommes pas seul à penser de la sorte — de prétendre définir *physiquement* une tension pulsatoire (ou pulsée) de x volts.

II. — La filtration primaire.

Nous désignons sous ce terme la filtration due à la paroi du tube et que le faisceau rœntgen doit traverser à sa sortie.

Les nécessités de la construction des tubes à voltage élevé entraînent pour cette filtration primaire deux caractéristiques :

a) Cette filtration est importante;
b) Elle est souvent hétérogène.

a) Les deux modèles de tube, dont nous avons usé, ont des filtrations primaires relativement faibles :

Pour le tube n° 1 (320.000 V.) :

F_p équivalente à 0,8 mm. Cu.

Pour le tube n° 2 (400.000 V.) :

F_p équivalente à 1,2 mm. Cu.

Mais dès que la tension augmente, il en est de même de la filtration primaire.

Le tube de Coolidge, utilisé par Failla [93], avait une filtration primaire équivalente à 5 mm. Cu.

La plupart des tubes utilisés en Amérique du Nord, que nous avons énumérés, ont une filtration primaire élevée :

7 mm. d'acier pour le tube de Leucutia [211].

Equivalence à 6,5 mm. Cu pour le tube de Steel du St-John's Hospital de Cleveland [335].

7 mm. d'acier pour le tube du Harper Hospital de Detroit,
1,5 mm. Cu + 3 mm. acier pour le tube du San Francisco Hospital.

De même en France :

Equivalence à 5,2 mm. Cu pour le tube Osram de Gunsett [125].
5 mm. acier pour le tube C. G. R. de Belot [20].

Il est évidemment des radiothérapeutes qui se félicitent de cette forte filtration primaire; ainsi Steel [335] qui est partisan, en même temps que des grandes distances focales, des plus fortes (heaviest) filtrations.

Quant à nous, elle nous paraît plutôt gênante (c'est aussi l'avis de Thoraeus [347]); en particulier, elle ne permet pas des tentatives comme celles que nous exposerons plus loin : modification de la situation du filtre classique, que nous appellerons filtre additionnel, soit dans sa position ordinaire tout contre la fenêtre de sortie, soit au voisinage, plus ou moins immédiat, de la région à irradier. (Ce que nous avons pu réaliser avec notre tube n° 1 :

filtration primaire : 0,8 mm. Cu;
filtre additionnel : 2 mm. Cu).

Egalement, selon nous, cette forte filtration primaire rend assez illusoires les recherches sur la nature du filtre additionnel.

Par exemple, pour le tube de Gunsett, nous doutons que, le faisceau rœntgen ayant déjà traversé les 5,2 mm. Cu de la filtration primaire, l'interposition sur son trajet de 3/10 de mm. de cuivre ou d'étain puisse permettre des conclusions sur les valeurs relatives de ces deux métaux.

Somme toute, le constructeur de tube rœntgen à tension élevée impose la filtration au radiothérapeute, et celui-ci n'est guère en état de la modifier.

b) Que vaut donc cette filtration primaire, non en quantité, mais en qualité ?

L'hétérogénéité qu'elle présente, surtout dans les tubes amé-

ricains (acier, laiton, aluminium, verre au boro-silicate [117], huile, etc.), l'enchevêtrement des métaux constituants (les plus légers étant parfois les premiers rencontrés par le faisceau X), tout cela ne nous permet pas de préjuger de « ce qui sort » du tube.

L'équivalence en millimètres de cuivre, qu'ont adoptée de nombreux techniciens, n'est peut-être pas suffisante pour caractériser le faisceau.

De toute façon, si l'usage des hauts voltages se généralise, il nous semble que cette question de la filtration primaire devra être clarifiée.

DEUXIÈME PARTIE

LES MÉTHODES DE MESURE

CHAPITRE PREMIER

Sans en arriver à cet optimisme qui fait écrire à Guében et Dumont [121] : « Au point de vue des rayons X, la solution du problème de la dosimétrie est réalisée d'une manière satisfaisante », on peut cependant admettre que, pour la rœntgenthérapie dite « pénétrante », c'est-à-dire correspondant à un voltage de 200 kV., avec une filtration suffisante, l'ionométrie se présente comme une méthode à la fois pratique et d'une rigueur scientifique suffisante.

Pour les voltages au-dessus de 200 kV., va-t-il en être de même ? L'ionométrie va-t-elle conserver la prépondérance méritée qu'on lui réservait jusqu'ici ? Va-t-elle céder le pas aux autres méthodes physiques (photométrique, photographique, ...) sans parler des tests biologiques ?

Avant d'envisager rapidement quelques tentatives plus ou moins récentes sur ce terrain, souscrivons à l'opinion de Glocker [106], que l'on doit, nous semble-t-il, toujours avoir présente à l'esprit. « ... Il y a indépendance de la longueur d'onde seulement quand le faisceau d'intensité initiale donnée, y compris les rayons secondaires produits, est complètement absorbé dans l'appareillage irradié », et Glocker ajoute : « condition qui ne peut être pratiquement réalisée qu'avec les méthodes basées sur l'effet thermique ».

METHODES PHOTOMETRIQUES

Reprenant le principe du vieux fluoroscope de Guilleminot, les Américains Du Mond et Hoyt [77] ont, en 1932, mis au point un « intensimètre fluorescent », constitué par une portion d'écran fluorescent, que l'œil compare à une autre portion irradiée par un foyer de 2 mmg. de radium. Pour l'étalonnage, avec établissement de courbes, on est obligé de passer par l'intermédiaire d'une chambre d'ionisation étalon.

Les auteurs signalent les avantages d'un tel dispositif : absence de circuits électriques, robustesse, etc. Les écarts d'appréciation, suivant les observateurs, ne dépasseraient pas 5 p. 100.

Plus récemment, Mallet [222, 225] a construit un photomètre à cellule à couche d'arrêt, donnant donc des indications indirectes sur le rayonnement X; il l'a utilisé en télérœntgenthérapie. La cellule serait « insensible, ainsi que les conducteurs, à l'influence du champ électrique, si l'on a eu soin de mettre tout le système à la terre ».

Certains, comme Denier [68], utilisent, après abandon d'un ionomètre tel que l'appareil de Hammer, la *cellule photovoltaïque de Bernheim.*

Enfin, en décembre 1936, Herz [146] expose les recherches faites par la firme Agfa, afin d'utiliser l'effet photo-électrique pour le dosage rœntgen [1]. Plutôt que d'exciter directement la cellule au sélénium (ancienne méthode de Fursteneau [360]), il semble qu'il y ait avantage à passer par l'intermédiaire d'un écran spécial, dont la brillance est ensuite mesurée.

METHODES PHOTOGRAPHIQUES

D'une façon sporadique se produisent des tentatives en vue de mettre au point une méthode photographique, il serait d'ailleurs plus exact de dire rœntgengraphique.

---

(1) On utilise également la cellule photo-électrique (avec fenêtre fluorescente) pour le dosage des rayonnements ultra-violets utilisés en thérapeutique (Latarjet [200]).

Et cela d'un bout à l'autre de l'échelle des radiations :

Gorl et Voigt [114], Reisner [297], Glasser [96] ont tenté l'emploi de films pour la dosimétrie des rayons de Bucky, avec, semble-t-il, des résultats médiocres.

Successivement, Zuppinger [388], Mazérès [237], den Hoed et Stoel [67], Gueben [120], Gueben et Dumont [121] ont établi, par cette méthode, les courbes d'isodoses d'un tube de radium. Et Gueben et Dumont, tout en ne célant pas qu'il s'agit là d'une méthode délicate, aux causes d'erreurs multiples (nous y revenons nous-même, plus loin, p. 46 et suiv.), qu'elle a fourni « des détails de courbes d'isodoses qui n'apparaissaient pas par les autres méthodes ».

Plus récemment, Hamann, assistant d'Holthusen [131], a longuement étudié le dosage radiumthérapique par photographie (radium ou curiegraphie).

Mallet [220], à propos de l'étalonnage en unités « r » du rayonnement gamma, pense que « la méthode photographique proposée par le professeur Holthusen semble plus apte que l'ionisation à donner la solution du problème, à condition d'opérer dans un milieu diffusant aqueux ».

En ce qui concerne spécialement les rayons X à haut voltage, des auteurs, rares d'ailleurs, tel Mueller [249], veulent abandonner l'ionométrie pour la remplacer « par l'ancienne méthode de noircissement photographique ».

Mais, d'autre part, les critiques et les condamnations ne manquent pas.

Mallet écrit [217] : « La méthode photographique n'a d'intérêt qu'au point de vue purement qualificatif et ne peut, à la rigueur, être employée que pour des mesures relatives à une épreuve donnée, à condition d'être dans la partie linéaire de la courbe de noircissement. » Et il insiste sur « les nombreuses causes d'erreurs » que, nous le répétons, nous envisagerons plus loin.

Jaeckel [167] critique sévèrement la méthode photographique de Dessauer.

Entre cet optimisme et ce pessimisme, il y a place pour un moyen terme : la méthode photographique, qui ne peut être une méthode de précision, peut être suffisante pour l'usage courant (Meyer [241, 242]) à condition d'être fréquemment contrôlée vis-à-vis des mesures d'ionisation étalons (Wilsey [378]).

*
* *

Pour notre part, nous voudrions présenter une critique, d'ordre général, visant les méthodes photométriques et photographiques.

Un élément de volume *dv* (fragment de tumeur) situé soit en surface, soit dans la profondeur du corps irradié, reçoit, on le sait, non seulement le rayonnement primaire incident, plus le rayonnement secondaire de diffusion de même direction que le rayonnement primaire (soit de même sens, soit de sens contraire [de retour]), mais encore les divers rayons de diffusion latéraux et dont la direction fait avec la direction incidente un angle compris entre 0 et 90°.

La conclusion immédiate de cette constatation — pour maintenir autant qu'il est possible un parallélisme étroit entre ces considérations physiques et les applications biologiques — est que, de même que l'élément de volume irradié a trois dimensions, ce qui lui permet de recevoir les rayonnements de directions très diverses, comme nous venons de l'exposer, un dosimètre doit lui aussi avoir *trois dimensions,* pour pouvoir rendre compte de l'ensemble de ces différents rayonnements; ou, tout au moins, il devra, ayant ses deux plus grandes dimensions dans un plan perpendiculaire à la direction du rayonnement primaire incident, avoir une troisième dimension (dans la direction de ce rayonnement primaire) qui ne pourra pas être considérée comme négligeable vis-à-vis des deux premières.

Ce serait donc la condamnation des méthodes :

— photographiques : un fragment de film placé perpendiculairement au rayonnement primaire reçoit un minimum de rayonnement latéral de diffusion.

— photométriques : dans le photomètre à cellule à couche d'arrêt de Mallet, par exemple, l'élément sensible est un fragment d'écran radioscopique, pouvant lui aussi être considéré grossièrement comme à deux dimensions.

CHAPITRE II

METHODES IONOMETRIQUES

En face de la rœntgenthérapie de voltage élevé, se pose donc le problème de la valeur de la méthode ionométrique.

Rappelons, pour mémoire, les recherches déjà anciennes de Glocker [105, 106], qui avait comparé les méthodes d'ionisation, photométrique et photographique; en particulier, il avait tracé les courbes de variation, en fonction de la longueur d'onde :

1° du courant d'ionisation de la chambre;
2° de la brillance de l'écran radioscopique;
3° du noircissement du film radiographique.

La comparaison de ces courbes mettait en évidence, selon Glocker, d'une part, la sensibilité relativement faible de l'écran radioscopique, d'autre part, les discontinuités d'absorption du noircissement du film, dues à l'argent et au brome, ce qui permettrait de conclure à la supériorité de l'ionométrie.

Glasser et Rovner [103], comparant les valeurs de couche de demi-absorption obtenues par photographie et par ionisation, trouvent des discordances qui leur font préférer la méthode ionométrique.

En somme, Kaye et Binks [191] paraissent se constituer les porte-parole du plus grand nombre, lorsqu'ils disent : « L'ionisation de l'air s'offre comme le plus convenable et le plus précis des moyens à employer. »

Et Wilsey [378] prévoit (en décembre 1934) : « La méthode ionométrique n'est pas près d'être détrônée en thérapie pro-

fonde », en ajoutant même, quelque peu audacieusement, penseront certains : « ses indications sont les plus proches de l'effet biologique ».

Holthusen [159], Glocker, Hayer et Jüngling [111] renforcent cette dernière assertion; ils pensent que, mis à part les rayons très mous (de Bucky), pour lesquels l'inhomogénéité d'absorption, pour différentes parties de la peau, joue un rôle important, un parallélisme complet entre l'érythème cutané et l'ionisation de l'air existe, indépendamment de la qualité de la radiation.

*
* *

La supériorité de l'ionisation paraissant donc pouvoir être acceptée, les ionomètres actuels suffisent-ils pour la mesure des hauts voltages ? Faut-il les améliorer, et dans quel sens ? Et, en dernière analyse, en reconnaissant qu'ils ne semblent approcher la perfection que d'assez loin, quel est le moins mauvais ?

Ce sont là des problèmes toujours d'actualité, qu'on s'occupe de voltages peu élevés, de rœntgenthérapie pénétrante ou de très hautes tensions, ou même de radiumthérapie.

Et les essais de perfectionnement, soit de la chambre ionométrique, soit de l'appareil enregistreur, ne manquent pas.

Signalons entre autres :

— la création par Murdoch [252] d'une chambre ionométrique à *contenu liquide,* d'un volume de 2 mm^3 (pour la mesure du rayonnement gamma au voisinage immédiat des tubes de radium);

— la mise au point par Glasser [96] d'une chambre ionométrique aux parois en *baudruche,* pour la dosimétrie des rayons de Bucky (« grenz rays »), il est vrai, mais ce dispositif peut être retenu pour la rœntgenthérapie qui nous occupe;

— la construction par Broksch, en U. R. S. S. (Denier [69]), d'un « dosimètre universel, avec trois chambres pouvant se substituer, l'une pour les longueurs d'onde au-dessous de 20 kV., l'autre de 20 à 200 kV., et une chambre pour les micro r ».

***

L'étude critique des ionomètres a été le fait de nombreux auteurs.

Quelques-uns, rares, nous semble-t-il, tels Leucutia et Corrigan [211], pensent qu'il est licite d'employer les ionomètres couramment utilisés en rœntgenthérapie pénétrante (le dosimètre de Hammer, l'un des plus fréquemment employés en Europe, est livré pour des tensions ne dépassant pas 250 kV.), pour les voltages plus élevés, plaidant que, pour la dose en profondeur, comme pour le rayonnement diffusé de surface, il s'agit de *mesures relatives,* éliminant donc à peu près entièrement l'erreur possible.

Certains [234] constatent, sans préciser davantage, que le Mékapion, comme le Hammer, montrent une tendance à « se conduire mal » aux hauts voltages.

D'autres, serrant de plus près le problème, font le départ entre ce qui dépend de la chambre et ce qui dépend du système des conducteurs reliant cette chambre à l'appareil enregistreur.

Mallet [223, 225] signale la nécessité de « s'assurer au préalable qu'il n'y a pas d'ionisation parasite du conducteur en dehors de la chambre d'ionisation », et c'est là pour lui une des raisons d'abandonner l'emploi d'ionomètres, « surtout à partir de 1 mètre » de distance focale.

Mais Belot [19], utilisant le dosimètre de Hammer, note : « les conducteurs ne sont pas influencés par le rayonnement, puisque la décharge se fait dans la chambre ionométrique elle-même ».

D'autre part, Belot et de Vulpian [21] ne manquent pas d'attirer l'attention, dans le cas particulier du Hammer, sur la cause d'erreur due à « la chute spontanée ». Ils donnent les nombres suivants :

4 r à l'heure, à l'arrêt;
5,4 r à l'heure, au voisinage d'une ampoule à 200 kV.;
6,4 r à l'heure, au voisinage d'une ampoule à 400 kV., pulsatoire;

(avec évidemment, dans les deux derniers cas, protection aussi complète que possible de la chambre, contre tout rayonnement direct).

*
* *

De notre côté, nous avons mis en évidence *l'infidélité du dosimètre de Hammer aux faibles filtrations.* (La filtration courante, en rœntgenthérapie à 200 kV., étant de 2 mm. de cuivre au Centre anticancéreux de Bordeaux, nous considérons des filtrations de l'ordre de 1 mm. de Cu comme des filtrations relativement faibles.)

Nous avons procédé à des mesures de rendement dans l'air entre 200 et 320 kV., en faisant varier la filtration.

Protocole (11 mars 1935) :

Tube n° 1 (320 kV.).
Dosimètre de Hammer n° 3.
Filtration primaire équivalente à 0,8 mm. Cu.
Distance focale : 40 cm.

Tableau I.

FILTRATION ADDITIONNELLE	VOLTAGE (en kV.)	t sec. pour 5 r.	$1/t$
0 mm. Cu	200	8,9	1,1
	250	7,2	1,4
	300	9,1	1,1
	320	9,8	1,0
0,4 mm. Cu	200	11,9	0,84
	250	7,3	1,4
	300	7,1	1,4
	320	8,6	1,16
0,8 mm. Cu	200	17	0,59
	250	8,7	1,15
	300	7,2	1,4
	320	7,45	1,3

La figure 3 est la représentation graphique de ces résultats.

On voit que le rendement paraît passer par un maximum, qui correspond à une tension :

pour 0,8 Cu de l'ordre de 250 kV.;
pour 1,2 Cu de l'ordre de 280 kV.;
pour 1,6 Cu de l'ordre de 300 kV.

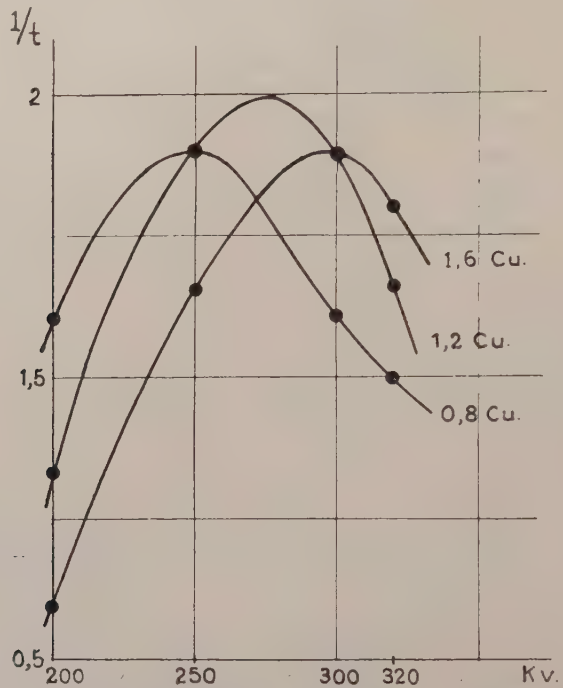

Fig. 3. — Variation du rendement avec le voltage pour différentes filtrations (dosimètre de Hammer).

*
* *

Le voltage correspondant à ce maximum augmente avec la filtration, et il semble qu'avec la filtration habituelle de 2 mm. de cuivre, il se trouve au-delà de la tension de 320 kV., qui est la tension limite, pour la thérapie, du tube n° 1.

Ces diverses constatations posent le problème de la *protection de l'ionomètre.*

Mayneord et Roberts [234] estiment cette protection de

première importance, non seulement vis-à-vis du rayonnement incident primaire, mais aussi vis-à-vis du rayonnement diffusé du sol et des objets voisins. Ils protègent le mékapion de Strauss, dont ils font usage, par le moyen d'un manchon entourant l'appareil (chambre d'ionisation exceptée, évidemment), en plomb, de 1 cm. d'épaisseur.

Bacqué [7] enferme le dosimètre de Hammer « à l'intérieur d'une petite boîte revêtue de plomb pour éliminer les radiations secondaires ».

Nous avons nous-même fait établir pour l'ionomètre de Hammer un étui en plomb formé de deux manchons, l'un d'une épaisseur de 8 mm., pour la partie de même diamètre

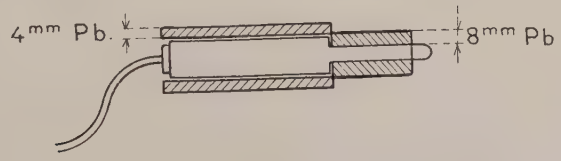

Fig. 4. — Protection au plomb de l'ionomètre de Hammer.

que la chambre, l'autre d'une épaisseur de 4 mm., pour la partie plus volumineuse qui lui fait suite (et qui présente déjà une protection au plomb) (fig. 4).

Nous avons fait des mesures de rendement, soit dans l'air, soit à la surface du fantôme, avec ou sans cette protection, et n'avons pas trouvé de différences appréciables.

Ce résultat, ainsi que la difficulté accrue pour les mesures, du fait de l'encombrement et du poids de ce manchon protecteur, nous ont fait abandonner celui-ci.

CHAPITRE III

ETUDE DE LA PERMEABILITE AU RAYONNEMENT DES CHAMBRES IONOMETRIQUES

Compte tenu de l'importance des conducteurs et du dispositif d'enregistrement, le problème de la dosimétrie ionométrique paraît dominé par la question de la perméabilité au rayonnement des chambres.

Et l'émulation que montrent inventeurs, constructeurs de chambres, nouvelles ou rénovées, à proclamer la parfaite perméabilité des dites chambres, montre bien qu'il s'agit de la principale pierre d'achoppement, sinon la seule véritable [1].

Mallet insiste [221, 225] sur la qualité de ses micro-chambres (surtout celles en magnésium), qui sont « pratiquement indépendantes de la longueur d'onde ».

Le dosimètre de Strauss (ou mékapion) aurait « une chambre d'ionisation indépendante de la longueur d'onde ».

De même, le dosimètre instantané de Siemens serait utilisable, « quelque soit la dureté » des rayons X [4].

La chambre condensateur à paroi de graphique récemment proposée par Thoraeus (mai 1937 [349]) enregistrerait, selon son inventeur, tous les rayonnements X à partir de 50 kV. avec une marge d'erreur ne dépassant pas 5 p. 100.

Et ainsi de suite.

---

(1) Meyer [239, 240] et Miehlnickel [244] pensent, mis à part le facteur densité de la substance constituant la paroi, que la dépendance des chambres à usage clinique vis-à-vis de la longueur d'onde est en relation étroite avec le rapport :

$$\frac{\text{surface de la chambre}}{\text{volume de la chambre}}$$

Failla pose bien le problème en notant [93] qu'il faut s'assurer que la chambre d'ionisation de l'ionomètre ne présente pas d' « effet de paroi » (wall-effect) pour une échelle de longueurs d'onde suffisamment large pour comprendre la longueur d'onde minima du faisceau primaire et la longueur d'onde maxima pratique du rayonnement diffusé.

Notre maître et ami, le professeur Wangermez, a, dès février 1933 [362], attiré l'attention sur ce point. « *Il est possible,* propose Glasser, au cours de la discussion du rapport compact de Failla [89, 93, 395], dont nous nous occupons plus loin, que la paroi de la chambre absorbe les rayons diffusés les plus mous et que, pour cette raison, ceux-ci ne soient pas enregistrés. » Wangermez avait déjà répondu, par avance, que cette « possibilité » était bien une réalité, et ce de la façon suivante :

Radiographiant sur le même film les différentes chambres (Dauvillier, Hammer, Solomon), avec des rayons X de dureté variable, il avait mis en évidence l'opacité plus ou moins importante de leurs parois.

Du rapport de Failla (mars 1933 [93]), nous relèverons les points qui nous intéressent spécialement.

Failla étudie l' « exactitude » des « petites » chambres d'abord avec des rayons rœntgen correspondant à une tension de 200 kV. Il les compare, en premier lieu, à la « grande » chambre étalon (standard), et il trouve un parallélisme plus ou moins étroit entre la petite chambre en celluloïd (épaisseur : 0,2 mm.) et la chambre étalon, pour les petites longueurs d'onde, mais une *discordance considérable* pour les grandes longueur d'onde. C'est là une constatation importante à noter (malgré, remarquons-le, la faible épaisseur de la paroi de celluloïd, et, de ce fait, la possible pénétration de rayons X relativement mous).

Un autre résultat, surprenant pour le moins, et que Failla se garde de discuter, est le fait que le taux de transmission dans l'eau ne varie pas, ou varie peu, suivant la nature des parois des chambres.

Relevons quelques nombres :

Tension : 200 kV.

Chambre :	Celluloïd		Aluminium	Cuivre ou Plomb
Epaisseur :	0,2 mm.	3,4 mm.	0,4 mm.	
D_{10}^{eau}	29 %	32 %	34,9 %	29 %

Un même taux de transmission en profondeur, soit avec une chambre à paroi de celluloïd peu épaisse, soit avec une chambre à paroi de cuivre ou de plomb, ne nous paraît pas rendre un compte exact des phénomènes.

Remarquons, d'ailleurs, pour les chambres en celluloïd, que, plus l'épaisseur est forte, plus le pourcentage en profondeur est élevé : encore un résultat qui nous paraît anormal.

« Il y aurait (c'est Failla qui parle, et nous traduisons le plus fidèlement possible) un concours particulier de circonstances, grâce auxquelles l'« effet de paroi » pour la qualité du rayonnement à la surface de l'eau est du même ordre que pour la qualité du rayonnement à 10 cm. de profondeur, quoique sans doute la distribution spectrale du rayonnement aux deux niveaux soit différente. »

Pour une tension de 700 kV., ensuite, les résultats sont assez discordants. C'est ainsi que la dose profonde est trouvée plus élevée avec une chambre en aluminium qu'avec une chambre en celluloïd :

$$D_{10}^{eau} \begin{cases} \text{(aluminium)} : 48{,}3\ \%. \\ \text{(celluloïd, 0,2 mm.)} : 41{,}2\ \%. \end{cases}$$

Et, d'ailleurs, Failla conclut, avec une prudente réserve : si l'on se limite à la mesure de doses profondes *relatives,* la « petite » chambre « is probably just as good », pour 700 kV., comme elle paraît l'être pour 200 kV.

Failla adopte la chambre en celluloïd, à paroi la plus mince (0,2 mm.) : en définitive donc, et malgré certains résultats discordants, il est d'accord avec ce que nous pensons.

Avant d'en terminer, nous voudrions dire combien ces recherches de Failla, ces comparaisons entre la chambre étalon et ces petites chambres, construites spécialement pour la recherche en cours, avec des parois pouvant être en cuivre ou en plomb (ce qui est, on l'admettra, tout à fait en dehors de la dosimétrie courante), nous paraissent situées trop dans l'abstrait, loin du réel [1].

Il nous semble plus instructif, en vue des applications à la dosimétrie clinique, d'étudier les ionomètres qui sont journellement à la disposition du radiothérapeute, quitte évidemment, le cas échéant, à proposer pour ces chambres les améliorations qui paraîtront nécessaires.

Toujours cette même année 1933, Hermann et Jaeger [145] ont exposé leurs résultats : ils ont trouvé que la paroi des « petites chambres » (ainsi appelées par opposition aux « grandes » chambres standard) les plus fréquemment utilisées en dosimétrie est « suffisamment épaisse » pour absorber, jusqu'à 600 kV., « les électrons secondaires de voisinage ».

Cette question de la transparence plus ou moins parfaite des parois des chambres a fait l'objet d'une discussion à la Société de radiologie médicale de France (séance du 12 novembre 1935) à la suite d'une communication de Solomon [329].

Récemment encore (juillet 1936), Glasser et Rovner [104] relèvent les travaux de nombreux auteurs portant sur l'étude de la composition des chambres ionométriques; ils font en

---

(1) Failla ne déduit, de son étude, aucune donnée pratique; et ses petites chambres ne paraissent pas avoir été, après sélection, utilisées par lui dans la pratique rœntgenthérapique.

Récemment (septembre 1936), Ward, Wirth et Rose [370] ont tenté l'emploi de la petite chambre de Failla à paroi de celluloïd. Cette chambre, pas plus que d'autres, ne leur a donné satisfaction. Ils ajoutent, avec un détachement sceptique : « en choisissant la chambre, on peut obtenir pour la dose en profondeur n'importe quelle valeur désirée », en concluant ; il est clair qu'il reste à travailler sur ce sujet.

particulier l'étude critique des « petites » chambres dites à « paroi d'air » (air wall), c'est-à-dire dont la paroi a le même nombre atomique effectif (effective atomic number) que l'air.

Pour notre part, nous nous sommes également occupé de cette question de la perméabilité au rayonnement des parois des chambres, question, on le voit, toujours d'actualité, on pourrait presque dire, plus que jamais d'actualité.

Les conclusions, les indications que l'on déduit du simple examen des rœntgengrammes des chambres d'ionisation — ainsi que l'a fait Wangermez — nous avons essayé de les préciser, de les « objectiver » par des chiffres.

Le principe de notre technique est simple : une fois obtenus ces rœntgengrammes, nous les « explorons » en mesurant les densités de noircissement au microphotomètre.

RAPPEL HISTORIQUE

Ce genre de recherches, qui n'est qu'un cas particulier de la méthode photographique, a fait l'objet de nombreux travaux.

Rappelons les recherches d'ordre général de Woodard, Quimby et Downes [382], qui, en 1933, et sous la direction de Failla, ont étudié l'action des rayons rœntgen de haut voltage sur l'émulsion rœntgengraphique, et plus récemment (septembre 1936) l'étude de Bell [15] qui a, en particulier, envisagé le cas d'un faisceau X hétérogène.

Newell [262] tenta d'appliquer la méthode photographique à la mesure de la concentration de tétra-iodo-phénol-phtaléine au niveau de la vésicule biliaire.

Bishop et Warren [24] étudièrent l'absorption relative de certains tissus du corps humain par le moyen de la densité photographique de l'image du tissu.

L'étude quantitative de l'absorption des rayons X par les coupes de dents, en vue, par exemple, de localiser la dentine, a tenté d'assez nombreux expérimentateurs :

En 1930, Klein [194];

En 1932, Scherbel [313];

Puis, Hodge, Van Huysen, Wilsey, Warren, Bishop et Bale, qui, en plusieurs étapes : 1933 [355], 1934 [371], 1935 [148], 1936 [150, 151], 1937 [149, 152], font une étude extrêmement détaillée de la question.

A rapprocher de ces derniers travaux, signalons deux tentatives pour apprécier la densité osseuse en radiographiant côté à côté l'os et un étalon d'ivoire (Endtz [85], et, en mai 1937, Stein [336]).

En juillet 1935 [84], Eggert, Franke et Luft traitent de l'unification de la terminologie de la technique radiographique, étudiant, en particulier, ce qu'ils appellent les « reliefs du rayonnement » (Strahlungsrelief).

En 1936 [35] (publié en janvier 1937), Brose et Molesworth utilisent la méthode photographique pour juger de l'effet de la variation de l'angle d'incidence d'un faisceau de rayons X sur la quantité de rayonnement absorbé par la peau dans les traitements d'épilation.

En ce qui concerne spécialement l'étude des rœntgengrammes des chambres d'ionisation, la priorité nous paraît revenir au professeur Wangermez.

Retenons enfin, pour tenter d'être complet, l'étude des courbes d'isodoses des tubes de radium par le moyen de l'enregistrement photographique, sorte de *radiumgramme,* que nous avons déjà signalé page 29, et également l'article de Bell [17] sur la photométrie radiumgraphique.

*
* *

Pour l'étude des films irradiés, l'emploi d'un photomètre se retrouve fréquemment, surtout, semble-t-il, dans les pays anglo-saxons.

Le plus souvent, il s'agit d'un photomètre à lecture directe, où l'œil de l'observateur joue un rôle essentiel, en appréciant l'égalité de noircissement de deux plages, l'une témoin, l'autre à mesurer.

Par exemple :

Photomètre à polarisation de *Martens* [378];
Densitomètre de *Capstaff-Purdy* [40];
Universal Weston Photometer [336].

Les appareils, où l'œil est remplacé par une cellule détectrice, c'est-à-dire où le coefficient personnel de l'observateur est supprimé, semblent plus rares, tout au moins dans le domaine de la radiologie médicale. Signalons la mise au point par Henry [137] (avril 1934) d'un *densitomètre* de ce type, et l'utilisation par Bell [15] (septembre 1936) du densitomètre à cellule photo-électrique de Sharp et Smith [319], utilisant un galvanomètre. Citons enfin le microphotomètre de La Bausch and Lomb Company [149].

Les principes de cette *photométrie photographique,* qui, comme il arrive assez souvent, n'a fait son apparition dans le domaine du chercheur radiologiste qu'après plusieurs années d'emploi et de mise au point dans le laboratoire de physique, les principes en ont été exposés par Fabry et Buisson [86] dès 1924, puis par Dorgelo [74], Dobson, Harrison, et Griffith [73].

Enfin se comptent les tentatives d'emploi d'un microphotomètre enregistreur : Kaye et Binks [191] l'ont utilisé pour mesurer, avec autant de précision que possible (et en comparant à des mesures ionométriques), le volume de l'air ionisé dans la chambre étalon (standard) (ils irradient un film et, après enregistrement de la courbe de noircissement, ils mesurent la zone du film irradiée). Les mêmes, dans le même travail, se servent de l'enregistrement au microphotomètre pour apprécier l'homogénéité d'un faisceau ponctuel de rayons X.

Tout récemment, Hodge, Van Huysen et Warren [149] ont utilisé le microdensitomètre enregistreur de Jones pour leur étude, déjà citée, des coupes de dents.

Dans le domaine de la physique, les travaux sont, chaque

jour, plus nombreux. Nous nous bornerons à citer deux travaux bordelais récents (Laboratoire du professeur Daure) :

Kastler, *Recherches sur la fluorescence visible de la vapeur de mercure* [187];

Berry, *Microphotomètre enregistreur. Etude des spectres Raman de l'ammoniaque* [22].

Il ne nous a pas été possible de trouver trace de travaux antérieurs au nôtre, sur l'exploration des rœntgengrammes de chambres d'ionisation grâce au microphotomètre enregistreur. Quant à l'étude systématique préalable, avec ce même appareil, des films radiographiques à utiliser, nous relevons, toutes postérieures à notre première note sur ce sujet [5], les publications de :

Bell, septembre 1936 [15];

Hodge et ses collaborateurs, septembre 1936 [151], et avril 1937 [149];

Würstlin, novembre 1936 [383] (qui a utilisé un microphotomètre pour juger de la netteté de l'image fournie par les écrans renforçateurs).

Dans notre étude, nous envisagerons successivement la sélection des films à employer, la prise des rœntgengrammes, enfin l'examen de ces rœntgengrammes et les conclusions à tirer de cet examen.

Mais nous voudrions auparavant exposer rapidement quelques généralités au sujet du noircissement photographique et des manipulations photographiques, généralités d'où nous déduirons les règles particulières qui nous ont guidé dans nos recherches.

Nous voudrions également présenter l'appareil : microphotomètre enregistreur, qui a été à notre disposition, afin de n'y pas revenir dans les différents paragraphes où il sera utilisé.

I. — La rœntgengraphie.

Généralités.

A. — *La sensibilité de l'émulsion.*

C'est là un facteur très important. Wilsey [378], comparant deux films dont les sensibilités diffèrent de 10 p. 100, mesure des densités rœntgengraphiques qui sont très voisines.

Or, il est coutumier d'exiger, dans les mesures d'intensité de rayons X, une précision de 5 p. 100 environ, de telle sorte que cette question de sensibilité plus ou moins grande, sans importance dans la pratique ordinaire de la radiographie, exige ici la plus grande attention.

1° Variation avec la distribution spectrale du rayonnement.

Les spectrogrammes de l'échelle couramment utilisée des longueurs d'onde rœntgen (nous avons déjà signalé page 32 les recherches de Glocker) mettent en évidence les irrégularités correspondant aux limites d'absorption caractéristiques de l'argent et du brome; la densité de noircissement montre une chute brusque, tout comme l'absorption des rayons X, en passant du côté des courtes longueurs d'onde au côté des grandes longueurs d'onde de la limite d'absorption, indiquant que, en quelque sorte, la sensibilité photographique varie comme l'absorption des rayons X par le bromure d'argent de l'émulsion.

Cette importance de la qualité du rayonnement, admise généralement (Wilsey [378], Salomonson [309], Hodgson [154]), est cependant niée par quelques-uns (Glocker et Traub [113]).

Elle doit entraîner une prudence extrême dans l'interprétation des résultats obtenus avec des rayonnements de distribution spectrale différente.

2° Variation avec la surface du film.

Cette variation de la sensibilité suivant la zone où l'on fait la mesure, sur la surface d'un même film, en somme ce défaut

inhérent au film lui-même, nous semble actuellement (nos recherches, dans ce sens, paraissent, on le verra, le montrer) d'une importance moins grande qu'il y a quelques années [1]; on sait de plus en plus, chez la plupart des fabricants de films, réaliser plus ou moins parfaitement la constance de l'émulsion sur la surface d'un même film [2].

Il n'en est pas moins vrai qu'il y a intérêt, comme le conseille Wilsey, à toujours comparer, s'il est possible, deux zones très voisines du même film. De cette manière, l'erreur due à la variation de sensibilité peut tomber à moins de 5 p. 100, et même à 2 p. 100.

B. — *Surexposition. — Halo.*

Dans le cas de temps de pose exagérés, la dispersion des rayons X dans les zones avoisinantes de la couche d'émulsion peut être suffisante pour produire une augmentation notable du noircissement au niveau de ces zones. C'est le phénomène du *halo.*

Il faut donc :

— d'une part, ne pas surexposer.

— d'autre part, prendre garde à ne pas faire des mesures dans les régions de halo possible.

C. — *Temps de pose et intensité de rayonnement. Loi de réciprocité.*

Temps de pose et intensité de rayonnement doivent être convenablement choisis, ni trop faibles, ni trop élevés.

Pour la lumière visible (c'est-à-dire en photographie), Bunsen et Roscoë avaient énoncé la loi, dite de *réciprocité :* l'effet

---

(1) Cependant, récemment (octobre 1936), Hodge et ses collaborateurs notaient que le voile chimique ne serait pas, en général, distribué uniformément sur la surface du film [150].

(2) Pour la non-homogénéité du film irradié, on devrait, pour Demetrovic et Alberti [66], incriminer également la structure de la surface du focus, entraînant des inégalités d'intensité dans les différentes directions.

photographique reste constant aussi longtemps que reste constant le produit : intensité par temps.

$$E_{ph} = k\ (i \times t).$$

(Ce que l'on peut traduire : l'effet photographique est proportionnel à la quantité d'énergie lumineuse.)

On a rapidement constaté, toujours en photographie, qu'il existe des « écarts » à cette loi. Jones et Hall [180], maintenant constant le produit : $i \times t$, étudient la variation de la densité photographique (qui objective l'effet photographique) en fonction du logarithme de l'intensité; ils trouvent un maximum pour cette densité, maximum correspondant à une valeur moyenne de i, « intensité optima », et ils constatent que ce maximum n'a pas une allure « aiguë », est assez « large », de telle sorte que, dans son voisinage, la loi de réciprocité est vérifiée.

Pour certains [15], la loi de Schwarzschild, traduite par l'équation :

$$E_{ph} = k \times i \times t^{p} \qquad \text{avec } p = 0{,}8$$

rendrait mieux compte de la réalité. Pour Eggert et Arens [83], l'exposant p serait compris entre 0,04 et 1,85.

Les vérifications de la loi de Bunsen-Roscoë, en ce qui concerne les rayons X, se sont faites assez fréquentes ces dernières années. Glocker et Traub [113], Dershem [70], et plus récemment Brose et Molesworth [36], l'ont trouvée exacte, sur une échelle d'intensités relativement limitée, il est vrai.

Les écarts à cette loi seraient même, en général, moindres avec les rayons rœntgen qu'avec la lumière.

Pour Glocker et Traub [113], l'exposant p de la loi de Schwarzschild serait égal à 0,98. Pour Bouwers [26], il égalerait 0,93 à 0,94. Pour Bell enfin [15], il oscillerait très peu autour de 1 (0,98 à 1,02), ce qui légitimerait l'application aux rayons X de la loi de réciprocité.

La conclusion pratique à tirer de ces divers résultats est qu'il y a avantage à conserver un même temps de pose, convenablement déterminé, au cours de plusieurs irradiations successives, l'intensité du faisceau irradiant étant chaque fois choisie de valeur moyenne.

D. — *Diffusion d'objets voisins.*

En rœntgengraphie de précision, il y a lieu de prendre garde à la diffusion possible provenant d'objets vosins : cassette, support de l'ensemble cassette-film.

Conclusion pratique : nous n'avons pas fait usage de cassettes, enfermant seulement les films à irradier dans une enveloppe de papier noir (sans colle) de une ou deux épaisseurs (nous nous étions assuré préalablement de son étanchéité à la lumière). D'autre part, nous avons évité les supports de films volumineux et susceptibles d'une diffusion de retour importante; nous avons même suivi la suggestion de Wilsey [378], en plaçant sous le film une feuille de plomb de 1 mm. d'épaisseur.

E. — *Les écrans renforçateurs.*

D'un certain point de vue, les écrans renforçateurs sont un cas particulier du paragraphe précédent (le flou par rayonnement diffusé étant surtout à redouter pour les écrans au sulfite de zinc [300].)

Et c'est une des raisons qui nous ont fait éliminer leur emploi. Il y en a d'autres :

1° On est loin d'être assuré de la parfaite homogénéité de la surface de l'écran (tout comme pour l'émulsion du film). Il y a donc intérêt à supprimer cette cause possible d'erreur, d'autant qu'on n'est pas certain du contact intime et uniforme du film et des écrans.

2° Le grain de l'écran est en général assez gros, plus volumineux en tout cas que celui du film : raison supplémentaire pour que soit diminuée la finesse des détails [1, 38, 81] (1).

---

(1) Il est évident que, pour cette finesse de détail, la finesse du foyer

3° Les écrans renforçateurs ont été créés dans un but essentiel : diminuer le temps de pose. Nous rœntgengraphions ces objets de peu d'épaisseur et immobiles que sont les chambres d'ionisation. Le facteur temps de pose faible ne nous intéresse donc pas.

4° Enfin les recherches de Woodard, Quimby et Downes [382] confirment notre manière de voir. Ces auteurs, pour contrôler le comportement des écrans renforçateurs, ont étudié les variations du temps de pose en fonction de la densité de

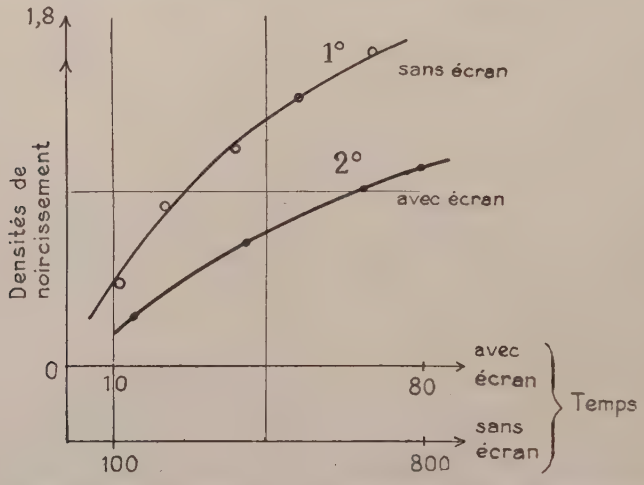

Fig. 5. — Comparaison des densités de noircissement, avec ou sans écrans renforçateurs.

noircissement (tous les autres facteurs étant maintenus constants), soit avec, soit sans écrans renforçateurs. Ils ont évidemment confirmé que — ce que tout le monde sait — pour une même densité, le temps de pose « sans écran » est de l'ordre de 10 fois celui « avec écran ».

Mais à l'examen de leurs courbes, on peut faire une constatation assez intéressante. Prenons par exemple la courbe de la page 319, où sont portées en abcisses les densités photographiques, et en ordonnées les temps de pose soit avec écran,

---

rœntgen intervient également par l'effet dit de pénombre (flou dit « géométrique » [29 *bis*]).

soit sans écran (les échelles étant évidemment différentes, de 0 à 100 avec écrans, de 0 à 1.000 sans écrans), et inversons, si l'on peut dire, les deux courbes ainsi tracées côte à côte, c'est-à-dire portons les densités en ordonnées et les temps en abcisses. Nous obtenons les courbes de la figure 5.

Nous voyons que la pente de la courbe (1°) (sans écran) est plus forte, d'une façon générale, que celle de la courbe (2°) (avec écran).

Cette représentation graphique est la preuve de l'intérêt qu'il y a, pour avoir une précision accrue, à éliminer les écrans renforçateurs.

Notons cependant, pour terminer, que certains (Alexander [1], Franke [95]) pensent que les écrans renforçateurs permettraient d'obtenir un meilleur contraste. Ceci n'est d'ailleurs pas en contradiction avec la constatation de Spiegler et Juris [334] qu'une image riche en contrastes est obligatoirement pauvre en détails.

F. — *Développement.*

Il n'est pas besoin d'insister sur les soins à apporter à ce temps essentiel.

1° Uniformité du développement.

Une agitation vigoureuse et continuelle des films durant tout le temps du développement est nécessaire.

Sinon, on constate un développement moins poussé au niveau des parties basses du film par rapport aux parties plus élevées. On est d'accord sur l'interprétation suivante : les produits de réaction du développement, qui tendent justement à freiner ce développement, ont un poids spécifique plus grand que le révélateur; ils diffusent, hors de la couche d'émulsion, et glissent, soumis à l'influence de la pesanteur, le long de la surface du film, vers le bas (nous supposons le cas, le plus fréquent en rœntgengraphie, d'un développement en cuve verticale).

Pour obtenir l'agitation nécessaire, on a pensé à utiliser

une brosse douce, en poil de chameau (Clark [44]), en brossant évidemment des deux côtés. Mais la meilleure méthode, en même temps que la plus simple, semble être l'agitation manuelle du cadre porte-film, en ne manquant pas de changer la direction du mouvement fréquemment et irrégulièrement, afin d'obtenir un brassage suffisamment homogène.

Accessoirement, il faut noter que cette agitation du film au sein du révélateur accroît la vitesse du développement (le gain de temps serait, en moyenne, pour Wilsey [378], de 20 %).

2° Diffusion latérale. — Ligne de Mackie.

Même avec l'agitation du film dont nous venons de parler, il peut exister une certaine diffusion *latérale* des produits de

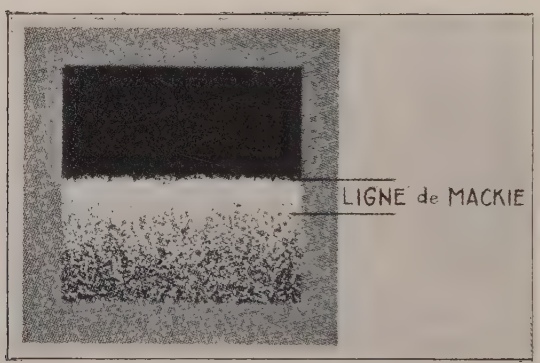

Fig. 6. — La ligne de Mackie (grossie 100 fois).

la réaction dans la couche de l'émulsion; de ce fait, dans le cas d'une limite nette entre une région du film, de forte densité de noircissement, et une autre de densité faible, le bord de cette dernière région peut montrer une ligne étroite d'opacité moins élevée, produite par l'action freinante, empêchante, des produits de réaction diffusant de la zone voisine de haute densité.

C'est la ligne de Mackie (Ross [303], Hollander et Sapper [158]) (fig. 6).

On comprend les perturbations que peut causer ce phéno-

mène dans l'étude de la structure fine d'images rœntgengraphiques à limites bien tranchées.

La déduction pratique immédiate est qu'il ne faut pas faire de mesures au microphotomètre dans le voisinage immédiat de la ligne de démarcation de deux zones du film, l'une très noire, l'autre claire.

Mais, d'autre part, nous avons vu plus haut (p. 47) que, pour éviter les irrégularités possibles de la sensibilité de l'émulsion, il y avait intérêt à comparer deux régions voisines du film.

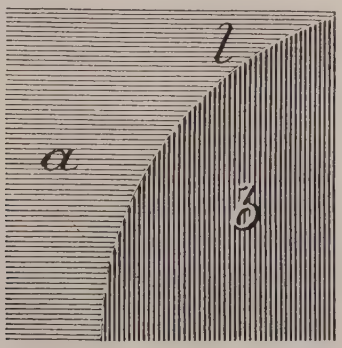

Fig. 7.

Il y a donc, pour tenir compte de ces deux indications contradictoires, ainsi d'ailleurs que du « halo », une juste mesure à observer, et pour comparer par exemple les teintes (*a*) et (*b*), il faut ne pas se tenir trop près de la ligne de démarcation (*l*), mais aussi ne pas trop s'en éloigner (fig. 7).

3° Facteurs du développement.

Il n'est pas besoin de dire qu'ici, plus encore qu'en rœntgengraphie clinique, les constantes du développement doivent être soigneusement et scrupuleusement observées :

Température du bain : 18°;

Temps : 5 minutes;

Solution révélatrice, fraîchement préparée, et tenue à l'abri de l'air (Eggert [81]) (et d'une marque toujours la

même, une fois choisie : nous avons déterminé préalablement le révélateur qui nous paraissait le plus intéressant pour nos recherches particulières).

Pour Juris [184], le développement poussé au-delà de 4 à 5 minutes accroît le voile de développement (development fog).

Le contraste serait, pour Azkovsky et Juris [6], proportionnel à la racine cubique du rapport du temps employé pour le développement au temps qui aurait dû être employé pour obtenir un développement correct (cette relation, vraie pour les insuffisances de développement, ne s'applique plus pour les développements trop poussés, pour lesquels le contraste serait constant).

Wilsey [378], qui a fait de ces différents facteurs une étude consciencieuse, n'attache pas d'ailleurs une importance énorme à l'*exact degré* de développement. Bell [15] pense de même.

Nous aurions tendance à faire nôtre cette opinion, étant donné les conditions dans lesquelles nous opérons : développement *simultané* des différents rœntgengrammes d'une série de mesures, en observant évidemment, autant qu'il est possible, les conditions optima.

Disons, en terminant, qu'il y a avantage à développer les films aussitôt que possible après leur irradiation (pour éviter les perturbations dues à « l'image latente » [172]).

G. — *Manipulations complémentaires.*

On devra utiliser un séchoir sans poussière ni courant d'air.

Il faudra prendre soin d'éviter, tout au moins sur les parties à mesurer :

— les rayures;
— les traces de doigts;
— les « coups d'ongle ».

Et pour ce le meilleur moyen sera de réduire au minimum le temps entre le séchage et les mesures de densitométrie (cette condition ne nous a pas été toujours possible, on le

verra, la prise des rœntgengrammes s'opérant soit au Centre anticancéreux de Bordeaux, soit dans le service de Clinique d'électricité médicale [professeur Réchou], et le microphotomètre se trouvant dans le laboratoire de physique expérimentale du professeur Daure, à la Faculté des sciences).

H. — *Mesure de la densité de noircissement.*

On sait que la structure intime d'un film irradié, après développement et fixage, est la suivante : de petites particules d'argent-métal sont immergées dans la couche mince de gélatine.

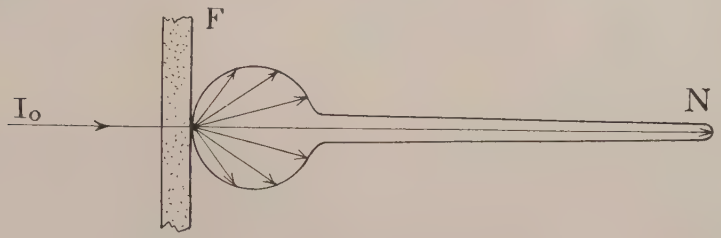

Fig. 8. — Distribution de l'intensité émergente, après traversée du film F.

Lorsqu'un pinceau lumineux tombe sur le film, ces particules d'argent absorbent et diffusent la lumière. La distribution de l'intensité émergente est schématisée dans la figure 8, qui montre que, si la plus grande partie de la lumière transmise a la même direction que le pinceau incident, il existe cependant une diffusion latérale, non négligeable.

La mesure densitométrique ne pourrait rendre compte que de la composante N, d'où une densité de noircissement trop élevée, plus grande que la densité réelle.

Ici encore s'impose la nécessité de mesures relatives et non absolues. (Pour des mesures absolues, Bell [15] évalue, avec sans doute un optimisme un peu exagéré, l'erreur à 5 % environ.)

II. — Le microphotomètre enregistreur.

L'importance croissante que prennent les mesures d'intensité de rayonnement a suscité la création et le développement rapide de nombreuses techniques au premier rang desquelles se place la *photométrie photographique.*

Notre méthode de *micro-densitométrie rœntgengraphique* n'en est qu'un cas particulier.

A la base, se trouve l'utilisation d'un *photomètre,* ou plutôt, dans le cas présent, d'un *opacimètre* ou *densitomètre.*

Il existe deux grandes catégories de ces appareils [199] :

a) *Les photomètres* à *lecture directe,* la comparaison entre le film à étudier et un coin photométrique étalonné et gradué, pouvant se faire :

1° soit *visuellement,* c'est le cas de l'appareil de Fabry et Buisson [86];

2° soit au moyen d'un *récepteur physique,* ce dernier pouvant être :

α. une *pile thermo-électrique,* spotting densitometer de Harrison;

β. une *cellule photo-électrique,* micro-photomètre de Dobson [73];

γ. un récepteur au *sélénium.*

b) *Les microphotomètres enregistreurs,* traçant automatiquement la courbe de répartition de l'opacité en fonction de l'abcisse.

C'est un appareil de ce dernier type dont nous avons pu faire usage, grâce au très bienveillant accueil qu'a bien voulu nous réserver M. le professeur Daure, dans son laboratoire de la Faculté des sciences de Bordeaux (nous avons utilisé, on le verra, cet appareil, soit comme microphotomètre simple, soit avec enregistrement).

Principe (fig. 9). — Perpendiculairement à un faisceau lumineux très étroit et d'intensité rigoureusement cons-

tante I_o, on déplace lentement le film P. Après la traversée du film, l'intensité est réduite à la valeur I et le rapport $\frac{I_o}{I}$ mesure précisément *l'opacité* de la région traversée.

Lors du déplacement du film, I varie donc en raison inverse de l'opacité.

La lumière tombe ensuite sur un appareil récepteur C (ici cellule photo-électrique), qui donne naissance à un courant

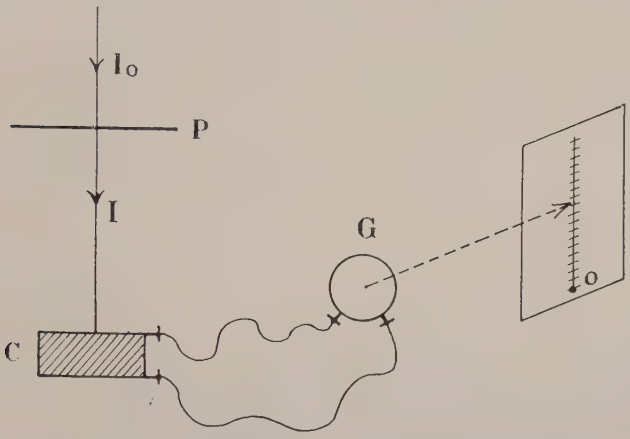

Fig. 9. — Schéma du microphotomètre enregistreur.
P : Film; — C : Cellule détectrice; — G : Galvanomètre.

proportionnel à I. Ce courant traverse un galvanomètre G, dont le spot se forme sur une feuille de papier photographique, animée d'un mouvement de translation proportionnel à celui du cliché, et perpendiculaire au déplacement du spot, de façon à tracer une courbe.

Les ordonnées *y* de cette courbe comptées à partir de la position qu'occupe le spot quand on intercepte toute la lumière sont porportionnelles à I, c'est-à-dire en raison inverse de l'opacité. On peut donc déduire de l'examen de la feuille d'enregistrement, la valeur de l'opacité en un point quelconque du film.

Description. — Tel est le principe du microphotomètre enre-

gistreur de Lambert et Challonge [199], dont voici la disposition générale (fig. 10) :

1° *Le système éclairant.* — Il est constitué par une lampe à incandescence S dont l'image du filament, grâce à une lentille L_1 et à un prisme à réflexion totale *p*, se forme en F, au niveau même d'une fente de largeur variable.

Un objectif de microscope O forme, de cette fente F, une image (réduite environ 10 fois) sur le cliché à étudier P (les dimensions de cette image sont de l'ordre : 0,01 à 0,1 mm. sur 2 mm.).

2° *La cellule photo-détectrice.* — Le faisceau lumineux, ayant traversé le cliché, tombe sur un condensateur L_2 qui le transforme en un faisceau parallèle et le dirige sur la cathode d'une cellule photo-électrique C.

3° *Le système de mesure.* — Le courant de cette cellule est amplifié en A, et envoyé ensuite dans un galvanomètre à cadre mobile G dont le spot (image d'un trou très fin *t*, éclairé par la lampe S') vient se former sur le papier enregistreur.

L'usage d'un tel dispositif avait mis en évidence des perturbations apportées par l'existence de l'amplification du courant de la cellule C, et dues au voisinage de sources radiotélégraphiques (1).

---

(1) Actuellement, on tend à utiliser, sous l'influence de l'ingénieur américain Zworykine, des amplificateurs à multiplication d'électrons, d'un encombrement beaucoup plus faible que les amplificateurs à lampes, et, de ce fait, soustraits beaucoup plus aisément aux influences d'un champ perturbateur extérieur.

Le « *multiplicateur d'électrons* » est basé sur ce fait que le choc d'un électron en mouvement contre une surface métallique (argent), recouverte de certains oxydes (cœsium partiellement oxydé), peut faire jaillir de cette surface quelques électrons nouveaux dits « électrons secondaires ».

On obtient ainsi, avec un nombre d'étages suffisant de multiplicateurs, une amplification pouvant être supérieur à 20 millions (un faible courant instantané, provenant d'une cellule photo-électrique, de l'ordre de 1/1.000.000.000 (10^{-9}) d'ampère, atteindra à la plaque finale une intensité de quelques milliampères) [356].

Enfin, pierre de touche dont on saisit l'importance, un tel amplificateur ne possède *aucune inertie*.

(Henry, qui a construit [137] un densitomètre pour la mesure de la densité de noircissement des rœntgengrammes, insiste,

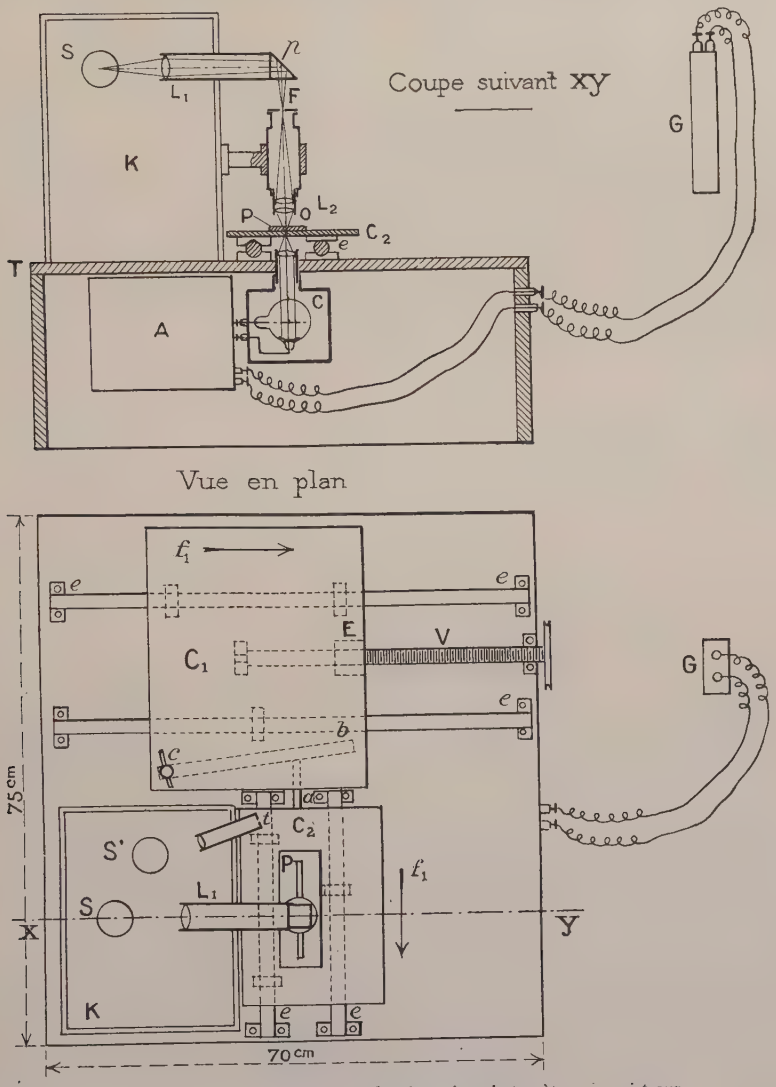

Fig. 10. — Disposition générale du microphotomètre enregistreur (modèle de Lambert et Challonge).

lui aussi, sur l'inconvénient de l'emploi d'un amplificateur à lampe, « sujet à des déréglages », et « qu'il faut souvent recalibrer » .)

Sous la direction du professeur Daure, il a donc été apporté (Kastler [187], Berry [22]) les modifications suivantes (dispositif Sannié [310]) :

1° *Cellule détectrice.* — La cellule photo-électrique, avec son système amplificateur, a été remplacée par une cellule à couche d'arrêt au sélénium.

Cette cellule se compose essentiellement d'un mince disque métallique sur lequel a été déposée une couche sensible à la

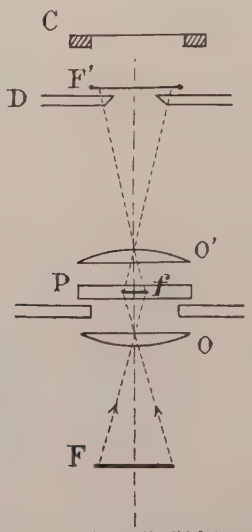

Fig. 11. — Détail du dispositif d'éclairage du film P.

lumière. Le disque métallique est le pôle positif. Le pôle négatif est constitué par un collecteur circulaire en contact avec la couche sensible.

Il suffit de réunir entre elles les bornes de la cellule, pour qu'il circule un courant, dont la valeur dépend de l'intensité de la lumière qui la frappe.

2° *Système d'éclairage* (fig. 11) : La source de lumière S est constituée par une lampe à filament rectiligne F et à fenêtre plane. Cette fenêtre plane est constituée par une lame de verre à faces parallèles taillée optiquement et d'épaisseur constante : de la sorte, le flux lumineux émanant de la

lampe traverse la paroi de verre sans risque de déformation, et on obtient dans la couche de gélatine du film P l'image non déformée *f* que donne du filament l'objectif *o*.

La portion du film ainsi éclairé l'est *d'une façon uniforme dans toute sa largeur.*

L'image *f* est reprise par un objectif symétrique *o'* qui forme une nouvelle image F', agrandie, de l'ensemble filament-film, image qu'on observe sur verre dépoli.

Enfin le diaphragme D, possédant deux paires orthogonales de volets mobiles, permet de limiter la partie utile du film.

La lampe utilisée est celle du « Lecteur au son » S. C. A. D., type L. D. 2, pour la reproduction des films parlants.

Cette lampe, alimentée par accumulateur, est scellée dans une douille spéciale, de telle façon que, lorsqu'on la fixe sur la platine du dispositif d'éclairage, le filament se trouve automatiquement centré, ce qui simplifie singulièrement la mise au point (réalisation de la maison Bouty).

Deux vis de réglage permettent, l'une, l'orientation de l'image du filament sur le cliché à étudier, l'autre, la mise au point de cette image.

Enfin, notons que la cellule au sélénium, d'une résistance de 15.000 ohms environ, est reliée directement à un galvanomètre Chauvin et Arnoux, de résistance 3.000 ohms, et d'une très grande sensibilité (ce qui a permis justement de supprimer l'écueil de l'amplification).

Cette cellule est placée suffisamment haut pour que la tache lumineuse qui la frappe soit bien étalée, afin d'éviter une densité d'éclairement trop grande.

Fonctionnement. — Nous venons de voir que l'appareil fournit en définitive une image F', agrandie, de la partie du cliché à étudier, au niveau du verre dépoli posé sur le diaphragme D à ouverture réglable.

1° On règle la largeur utile de ce diaphragme de façon à ce que la déviation du spot ne sorte pas des limites de la

feuille de papier d'enregistrement (les déplacements du spot sont de l'ordre de 20 à 30 cm.).

Ce réglage, qui correspond au maximum de lumière, peut se faire, suivant les conventions :

— soit avec suppression du film sur le trajet de la lumière;

— soit en plaçant sur ce trajet la partie du film la moins opaque, que l'on désire prendre comme terme de comparaison.

2° L'orientation du film, la mise au point de l'image et l'ouverture de la fenêtre D étant ainsi bien réglées, on enlève le verre dépoli.

Et on fait les mesures, soit sans enregistrement, soit avec enregistrement.

Pour rendre négligeable l'effet de l'inertie du galvanomètre (l'amortissement de celui-ci est un peu plus grand que l'amortissement critique, et son inertie est faible), on fait défiler le cliché lentement (grâce à un petit moteur électrique monté sur caoutchouc); l'enregistrement dure 20 à 30 minutes.

Un point *d'une importance capitale* à noter est que la résistance du circuit extérieur à la cellule est relativement faible; de ce fait, la caractéristique de celle-ci est voisine de la caractéristique de court-circuit, et le **déplacement du spot lumineux est proportionnel à l'intensité lumineuse qui traverse le film.**

Accessoirement, il faut noter que si on fait une mesure dès l'allumage de la lampe S, on constate, d'une façon à peu près constante, une augmentation progressive de la déviation du spot du galvanomètre, dans les premières 30 secondes (cette augmentation est de l'ordre de 1 à 3 % [171]). Il semble qu'on puisse incriminer :

— la fatigue de la cellule détectrice;

— une petite augmentation transitoire du voltage;

— l'échauffement du circuit.

En deux minutes environ, la stabilisation est obtenue.

Notre règle a été, en conséquence, d'attendre 3 minutes, après l'allumage de la lampe, avant de commencer nos mesures.

Enfin, il est presque superflu de noter que toutes les mesures doivent être faites en chambre noire, soigneusement calfeutrée, et au sein de laquelle on doit éviter tout éclat métallique, étant donné la grande sensibilité de l'appareil.

Passons maintenant à l'exposé de nos mesures.

III. — Etude sélective des films.

Nous avons déjà, en janvier 1936, à la Société d'électroradiologie du Sud-Ouest, fait un exposé rapide de cette étude comparative des films à employer [5].

A. — *Protocole des manipulations.*

Nous avons opéré sur 8 échantillons de marques différentes (Agfa, Gevaert, Kodak-Pathé, Lumière, la marque anglaise Ilford n'étant pas, à cette époque, à notre disposition), tous du type dit « transparent », 5 étant des films « avec écrans » et 3 « sans écrans ».

Il va sans dire que nous avons choisi des émulsions le plus récentes possible et que tous les films étaient du même format : 18 × 24 cm. (format moyen assez courant et de dimensions suffisantes pour notre étude).

Un premier lot de ces huit films différents était traité, *sans irradiation,* par immersion dans un bain de révélateur, à 18°, pendant 5 minutes, puis débromuration dans un bain d'hyposulfite de sodium, et enfin lavage et séchage.

Notons que toutes les opérations de développement et de fixage ont été faites dans l'obscurité complète (la nuit, dans une chambre noire où avaient été éteintes toutes les lampes rouges, quoique, pour Hodge [152], il s'agisse là de précautions superflues).

Un deuxième lot de ces mêmes huit films était simultanément soumis à l'irradiation de rayons X d'un voltage déter-

miné, puis développé et fixé dans des conditions identiques à celles du premier lot.

Nous avons répété ces deux séries de traitement des films en faisant varier :

— le générateur (Tripharix, contact tournant);
— la tension (de 60.000 à 95.000 volts);
— le révélateur (les quatre marques : Agfa, Gevaert, Kodak, Lumière, ont été utilisées, les différentes solutions étant évidemment tout récemment préparées).

B. — *Mensuration des films.*

Les films ainsi traités soit sans irradiation, soit après irradiation, ont été examinés au microphotomètre du Laboratoire de physique expérimentale de la Faculté des sciences de Bordeaux (professeur Daure) (modèle de Lambert et Chalonge modifié) [1].

Nous ne reviendrons pas sur les particularités de cet appareil, notant simplement, à nouveau, sa qualité *essentielle* (que ne possèdent pas tous les micro-photomètres enregistreurs) : *les déviations du spot du galvanomètre sont proportionnelles aux variations du flux lumineux frappant la cellule détectrice.*

1° Usage du microphotomètre sans enregistrement.

Le chariot-support du papier enregistreur reste au repos, et le papier enregistreur y est remplacé par une feuille de papier millimétré.

Pour l'obscurité complète (suppression de l'impact du flux lumineux sur la cellule détectrice), on a une position du spot qui sera prise pour *zéro*.

Pour la pleine lumière (absence du film sur le trajet du pinceau lumineux), on obtiendra une déviation maxima du spot, que l'on s'arrangera, par le réglage du diaphragme varia-

(1) Nous devons des remerciements particuliers à notre ami P. Berry, qui a bien voulu, avec une entière et constante bonne grâce, mettre à notre service la grande expérience qu'il a de l'appareil.

ble (voir p. 61), pour faire rentrer dans les limites de la feuille millimétrée, mais aussi près que possible du bord de la feuille opposée au zéro (ceci, afin d'avoir une sensibilité maxima).

Enfin, pour l'opacité X à déterminer (film interposé sur le trajet du pinceau), on aura une position du spot intermédiaire d'autant plus rapprochée du zéro que le film est opaque, d'autant plus éloignée que le film est plus transparent.

Chacune de ces mesures a été répétée trois fois, et nous avons de plus, chaque fois, déplacé en tous sens la zone du film à examiner et mensurer, sur le trajet du pinceau lumineux, de façon à explorer toute cette zone : nous avons constaté, d'une façon générale, que le spot lumineux ne subissait pas de déplacement notable sur la feuille millimétrée, montrant ainsi l'absence d'irrégularités au niveau de la zone du film en question.

Voici les résultats obtenus, avec les constantes suivantes :

Tripharix-Tension : 80.000 V.;
Ampérage : 50 mA.

Tableau II.

FILMS	NON IRRADIÉ	IRRADIÉ	DIFFÉRENCE
Avec écrans :			
A.....	184	6	178
B.....	156	16	140
C.....	157	22	135
D.....	179	11,5	168,5
E.....	177	27	150
Sans écrans :			
F.....	210	19	191
G.....	192	2,5	189,5
H.....	205	12	193

Dans la première colonne, nous avons inscrit les nombres obtenus avec les échantillons non irradiés, dans la deuxième colonne, les nombres correspondants aux films irradiés, enfin,

dans la troisième colonne, les différences entre les nombres des deux premières colonnes [1].

Conclusions. — Il nous paraît que, du point de vue qui nous importe, un film doit être caractérisé par deux nombres :

1° Le nombre de la première colonne, qui exprime la qualité du *voile chimique* [2], du « blanc de base », pourrions-nous dire; ce nombre doit être le plus grand possible : c'est ainsi que dans les rœntgengrammes obtenus avec des films tels que (B) ou (C), où ces nombres sont relativement bas, « les blancs seront grisaillés ».

2° Le nombre de la troisième colonne, qui rend compte de la différence entre le blanc de base et le noir, c'est-à-dire du *contraste,* et qui devra, lui aussi, être le plus grand possible.

Ainsi, parmi les cinq films avec « écrans », le film (A) (il s'agit d'un film Agfa) à « blanc de base » élevé (184), à grand contraste (178), nous paraît particulièrement intéressant.

Insistons spécialement sur ce fait que nos recherches ultérieures n'exigent pas des temps de pose brefs, et que nous ne sommes donc pas intéressé par le facteur *rapidité.*

Quant aux trois films « sans écrans », ils présentent tous trois des constantes satisfaisantes, mais notons que, pour l'utilisation que nous avons en vue et le nombre de contraste ne variant guère (189,5 à 193), nous préférons au film (G) (à « noir très noir » : 2,5), les films (F) et (H) (à « blanc très blanc » : 210 et 205).

Indiquons enfin, au sujet de l'emploi des différents révélateurs, que l'un des quatre échantillons essayés se sépare nettement du groupe des trois autres, en ce que, avec lui, les

---

(1) Dans l'étude de Hodge et Warren [151], de neuf mois postérieure à la nôtre, nous trouvons une tentative analogue pour la sélection des films.

(2) Neitz [263] distingue le « voile-émulsion » du voile chimique proprement dit (ce dernier dépendant uniquement de la solution révélatrice).

« blancs de base » sont particulièrement peu élevés : ce révélateur « grille » les films. Eggert [81] insiste sur la nécessité d'avoir un révélateur qui donne « la plus grande transparence aux parties claires ».

Par ailleurs, il faut enregistrer une tendance, qui n'est pas niable, à l'amélioration des résultats obtenus pour un film, lorsqu'il est traité par un révélateur de sa marque; on sait d'ailleurs que les fabricants insistent sur l'importance qu'il y a à développer un cliché dans un révélateur de même marque; nos résultats montrent qu'il ne s'agit pas là d'un conseil uniquement commercial [1].

Nous n'avons donné que le tableau récapitulatif d'une seule série de mesures.

Nos autres séries de mesures (en faisant varier le générateur, la tension...), respectaient la même hiérarchie des films, telle que nous venons de l'exposer (en tenant compte de ce que nous venons de dire au sujet du révélateur).

Nous avons retenu, pour en faire usage, les films sans écran et, particulièrement, les échantillons (F) et (H).

2° Usage du microphotomètre avec enregistrement.

Nous rappelons que, grâce à un petit moteur électrique, on fait simultanément et synchroniquement défiler le film devant le pinceau lumineux et le papier photographique d'enregistrement devant le spot du galvanomètre; une fois l'enregistrement terminé, on développe le papier enregistreur, et on obtient la représentation graphique de la « micro-exploration » du film.

Nous avons ainsi pu comparer les films entre eux, soumettant à l'enregistrement de petites bandes de films, séparées l'une de l'autre par une bande de papier noir, le tout, solida-

---

(1) Ces remarques sont en accord avec celles de Bell [15], qui souligne l'influence du révélateur, particulièrement sur les parties du film de faible densité de noircissement.

risé par collage, et présentant l'aspect de la figure 12 (les échantillons de films étant empruntés soit aux séries irradiées, soit aux séries non irradiées).

Voici, ci-contre (fig. 13), le diagramme obtenu avec les films (F) et (H) (évidemment, nous avons répété dans chaque cas les mesures, pour nous assurer de la constance des

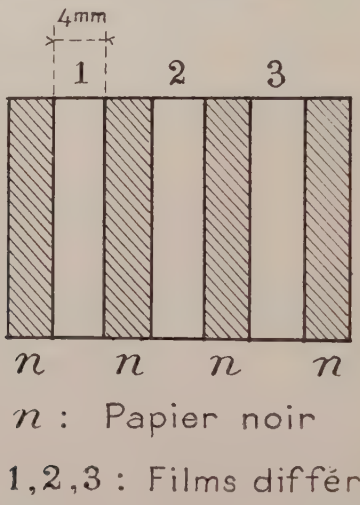

Fig. 12. — Reproduction de l'assemblage de différents films, en vue de l'enregistrement microdensitométrique (vraie grandeur).

résultats). Le film (H) (à gauche) paraît d'une régularité d'émulsion moins parfaite que le film (F) (à droite), qui présente lui un grain relativement fin et régulier [1].

Remarquons, en passant, que cette sorte de « détection » de la structure élémentaire de l'émulsion (grandeur et régularité du grain), certains auteurs (Jones [177], Wilsey et Pritchard [379], Henry [137]) nient la possibilité de la mettre en

(1) Hall, de la Eastman Kodak Company, a publié [150], en octobre 1936, soit dix mois après nous, un tracé analogue au nôtre; mais la reproduction présentée a été obtenue « après grossissement de 14 diamètres » du diagramme original, ce qui met en évidence la sensibilité particulière de notre instrumentation.

Un autre tracé microdensitométrique dû à Jones (également de la Eastman Kodak Company) a paru en avril 1937 [149] (p. 529).

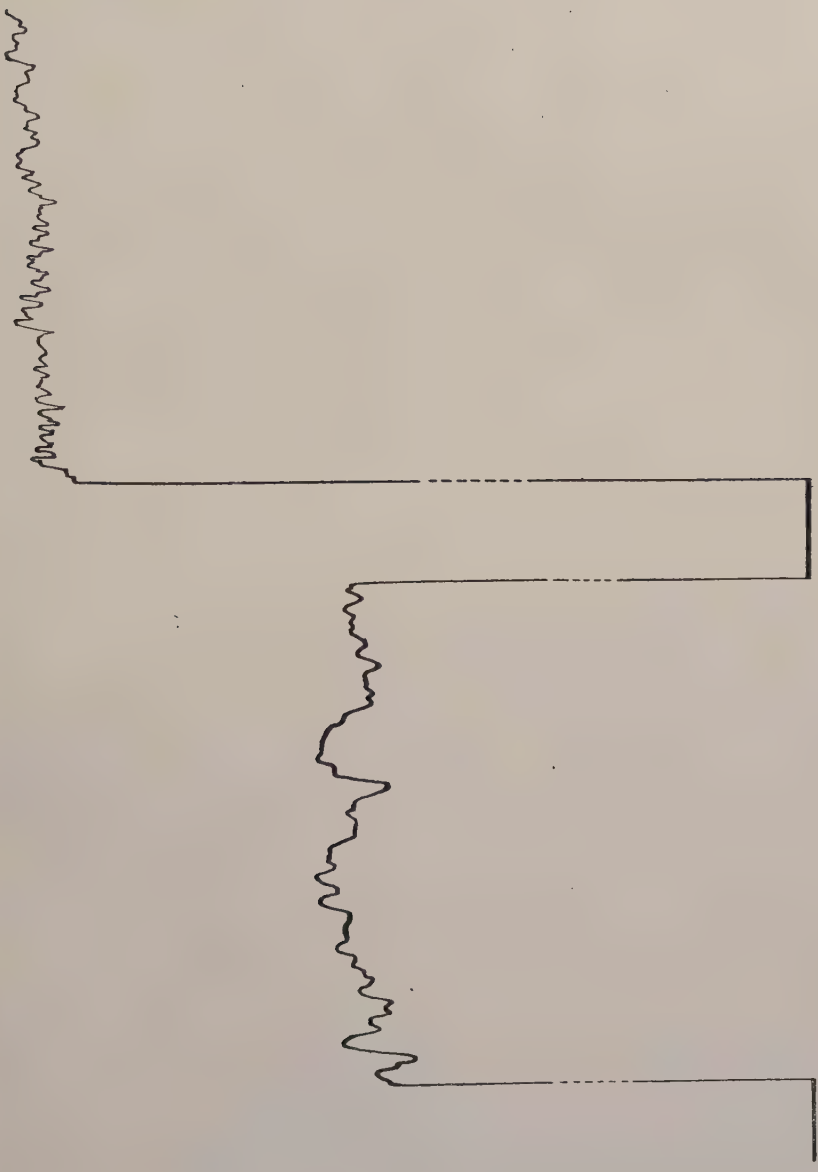

Fig. 13. — Diagramme d'enregistrement microdensitométrique en vraie grandeur, les ordonnées seules ayant été réduites.

évidence, de la rendre tangible, soit scopiquement, soit graphiquement, comme nous avons tenté de le faire. Le degré de sensibilité de l'appareillage utilisé doit, sans doute, intervenir pour expliquer cette divergence.

C'est le film (F) (Sino-Agfa, sans écran) que nous avons choisi pour nos mesures (qui, nous le répétons une nouvelle et dernière fois, ne font pas intervenir le facteur *rapidité*, mais pour lesquelles les facteurs *contraste* et *régularité* sont de première importance).

En examinant la partie de l'enregistrement comprise entre les diagrammes des deux films et correspondant au papier noir, on peut s'assurer de la parfaite horizontalité, sans irrégularité, de cette droite d'obscurité totale et qui sert d'axe des abcisses, caractéristique qui n'est pas obtenue dans tous les appareils similaires, où l'inertie du galvanomètre entre en ligne de compte.

Signalons, enfin, pour donner un ordre de grandeur, qu'une largeur de film de 4 à 5 mm. correspond sur l'épreuve d'enregistrement à un « étalement » de 65 à 70 mm. en moyenne. (Il est possible de modifier cet étalement, en plus ou en moins, en réglant convenablement, avant l'enregistrement, les vitesses relatives du chariot porte-film et du porte-papier enregistreur).

IV. — Prise des rœntgengrammes des chambres d'ionisation.

Nous avons eu, à notre disposition, les chambres d'ionisation des quatre dosimètres suivants :

— Iono-micromètre de Solomon;
— Appareil de Dauvillier;
— Dosimètre de Hammer;
— Dosimètre de Strauss (mékapion).

Nous avons utilisé, pour les rœntgengraphier, des films Sino (Agfa-sans écran), 18 × 24 cm., en employant pour toute une série de mesures une émulsion récente.

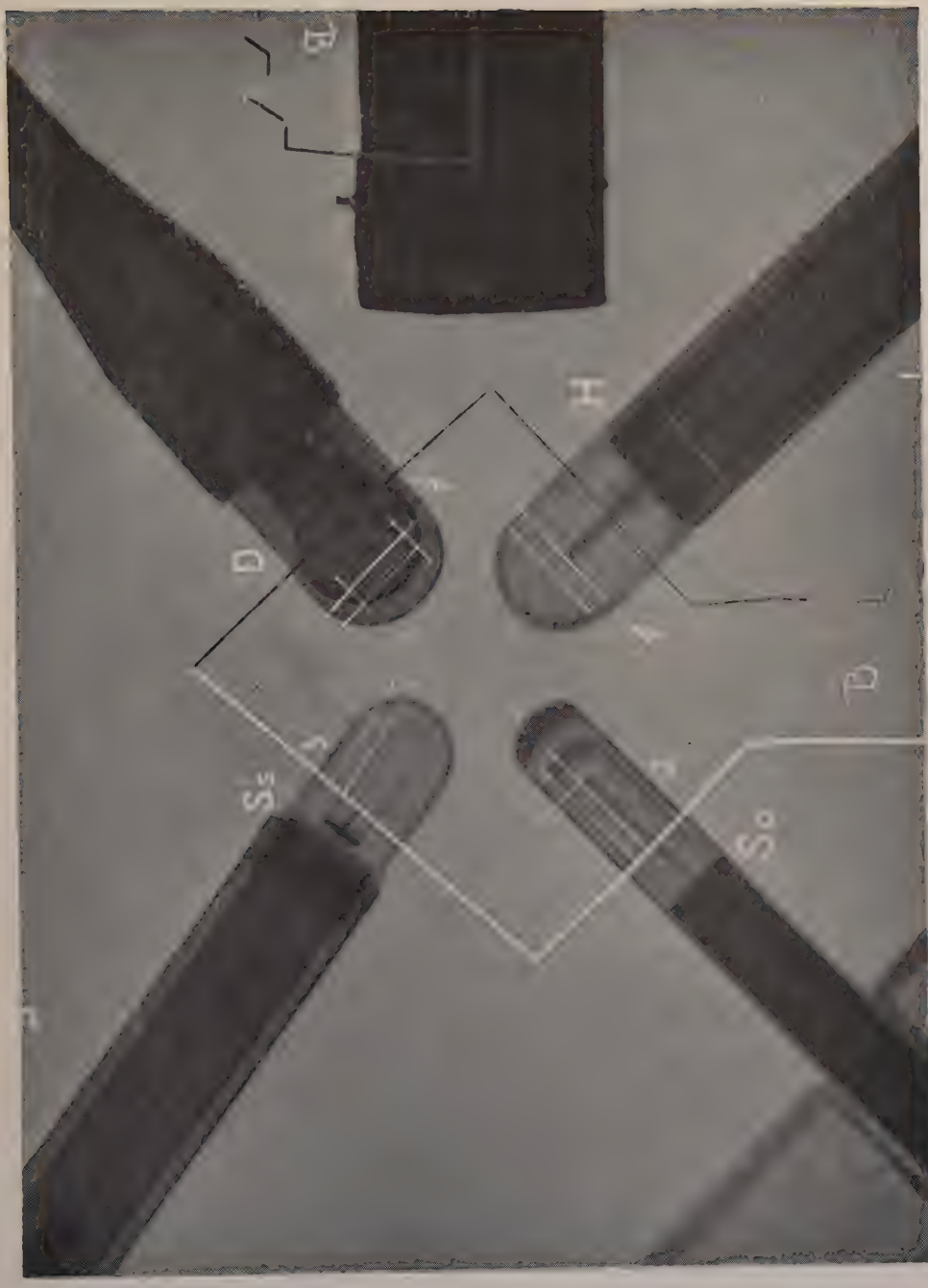

FIG. 14 — Aspect général du rœntgengramme. (Le quadrilatère central représente la partie prélevée par decoupage en vue des mesures microdensitometriques.)
Voltage 60.000 volts-contact tournant.

La disposition des chambres sur le film était celle de la figure 14 (positif de rœntgengramme), les quatre chambres s'affrontant par le sommet et étant rapprochées suffisamment pour pouvoir considérer l'irradiation comme homogène, mais insuffisamment pour pouvoir craindre les interactions des chambres, dues à la diffusion.

Enfin, en même temps que les quatre chambres, on plaçait sur le film un bloc de plomb, de 4 cm. d'épaisseur, destiné à donner l'opacité absolue.

Nous avons tenu compte, évidemment, de ce qui a été exposé dans les généralités; en particulier, le film reposait sur un support peu volumineux par l'intermédiaire d'une feuille de plomb de dimensions supérieures et de 1 mm. d'épaisseur.

Quant à la distance focale d'irradiation, nous l'avons choisie égale à 100 cm. :

a) afin de se mettre dans les conditions d'emploi des chambres en thérapie localisée de voltage élevé, où nous employons couramment des distances de 80 à 100 cm.;

b) pour obtenir une projection à peu près orthogonale, c'est-à-dire une rœntgengraphie en vraie grandeur (ce qui semble possible, étant donné les petites dimensions des chambres);

c) enfin, afin d'obtenir un contraste aussi intense que possible (Spiegler [331]).

Les rayons X employés correspondaient à des tensions s'étageant depuis :

9.000 volts (tube de Bucky),

jusqu'à

300.000 volts (tube Philipps, tension constante C. G. R.).

L'échelle des tensions relativement basses (jusqu'à 100.000 volts) nous a évidemment surtout intéressé.

L'intensité était :

— 4 milliampères pour les tubes à thérapie (200.000 à 300.000 volts);

— 10 milliampères, pour les tubes à diagnostic (40.000 à 92.000 V.), et pour le tube de Bucky.

Pour le temps de pose, enfin, l'expérience de l'emploi du microphotomètre nous a appris à préférer une légère sous-exposition à la sur-exposition, non seulement pour éviter le halo, mais aussi pour obtenir un noir de base d'une intensité modérée.

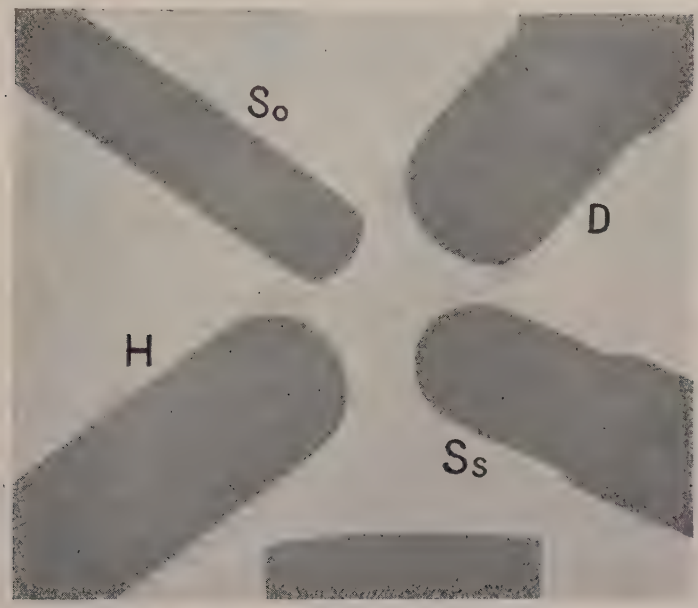

Fig. 15. — Rœntgengramme des chambres d'ionisation : Ss : Strauss; — H : Hammer; — So : Solomon; — D : Dauvillier.
Voltage : 9.000 volts (tube de Bucky).
Il ne semble pas, macroscopiquement, exister de différences dans l'opacité des diverses chambres, différences que le microphotomètre met en évidence.

Nous ne reviendrons pas sur le chapitre : traitement du film irradié (développement, fixage, séchage, etc.).

Voici, figures 15, 16 et 17, quelques positifs de rœntgengrammes, dont on n'a reproduit que la partie centrale, en grandeur naturelle.

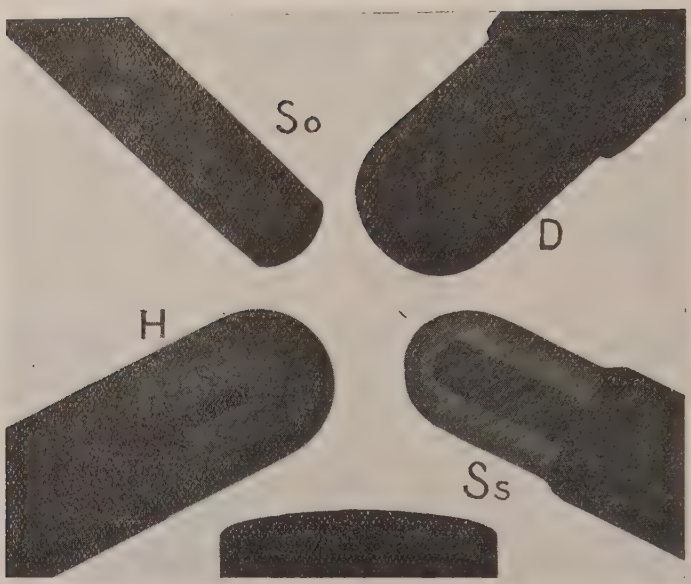

Fig. 16. — Rœntgengramme des chambres d'ionisation.
Voltage : 15.000 volts (tube de Bucky).

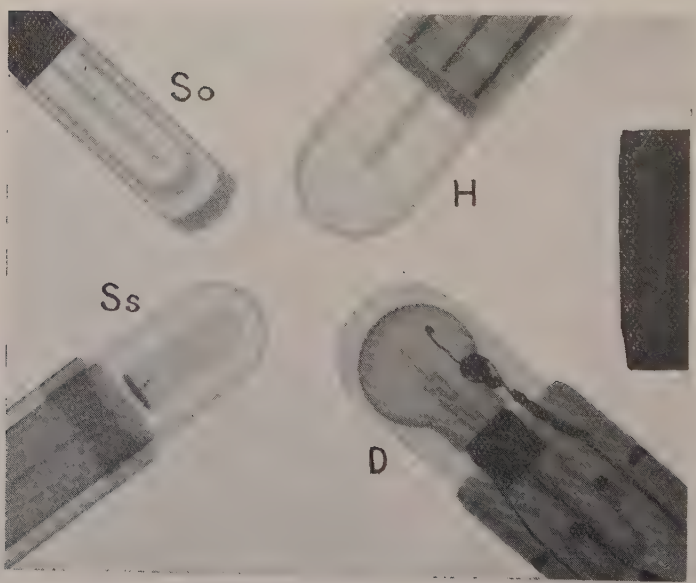

Fig. 17. — Rœntgengramme des chambres d'ionisation.
Voltage : 92.000 volts (contact tournant).

V. — Etude numérique des rœntgengrammes.

(*Application de la microdensitométrie rœntgengraphique à l'étude de la perméabilité au rayonnement des parois des chambres d'ionisation.*)

Soit D la densité de noircissement (ou d'opacité) de la zone du film P examinée, sur laquelle tombe un faisceau lumineux d'intensité I_o (rigoureusement constante, rappelons-le) (fig. 18).

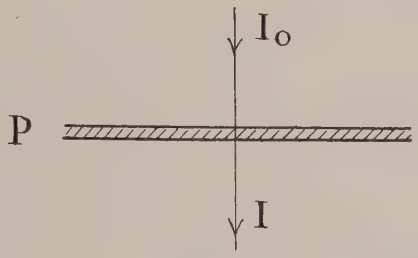

Fig. 18.

Soit I l'intensité émergente :

$$D = \log \frac{I_o}{I}.$$

(Le rapport $\frac{I}{I_o}$ mesure l'*opacité* O, c'est-à-dire l'inverse de la *transmission* ou *transparence* : $T = \frac{I_o}{I}$.

$$D = \log_{10} \quad O = \log_{10} \frac{1}{T}).$$

L'ensemble (cellule détectrice-galvanomètre) fournit pour I_o et I des déviations a_o et a du spot lumineux, qui leur sont *rigoureusement proportionnelles :*

$$D = \log \frac{a_o}{a}.$$

Nous obtenons ainsi :

1° pour le « blanc de base » (région du film sous-jacente au bloc de plomb) :

Opacité absolue — Transparence : 0 %;
Déviation du spot : a_B;

$$D_B = \log \frac{a_o}{a_B};$$

2° pour le « noir de base » (régions du film directement irradiées, sans interposition d'objet) :

Transparence absolue : 100 %;
Déviation du spot : a_N;

$$D_N = \log \frac{a_o}{a_N};$$

3° Enfin, pour le « gris » (région sous-jacente à la chambre) :

Transparence relative : X %;
Déviation du spot : a_X;

$$D_X = \log \frac{a_o}{a_X};$$

D_B, D_N, et D_X étant liées par la relation :

$$\frac{D_N - D_B}{100} = \frac{D_N - D_B}{X}$$

$$X = 100 \frac{D_N - D_B}{D_N - D_B}$$

$$= 100 \times \frac{\log \frac{a_o}{a_X} - \log \frac{a_o}{a_B}}{\frac{a_o}{a_N} - \log \frac{a_o}{a_B}}$$

$$\boxed{X = 100 \frac{\log a_B - \log a_X}{\log a_B - \log a_N}}$$

Formule donnant le *pourcentage de transparence* de la chambre d'ionisation, ou plus exactement du double de sa paroi.

Nous avons groupé les résultats dans le tableau III.

Tableau III. — Pourcentage de transparence.

TENSIONS	DOSIMÈTRES			
	Solomon	Dauvillier	Hammer	Strauss
Bucky :				
9 000 V.	0	0	4,6	1,7
15.000 V.	0,2	0	18,7	21,5
Contact tournant :				
40.000 V.	73	44,3	91	93,5
60.000 V.	84,2	59	91,5	96,3
77.000 V.	83	58,2	94,4	95
92.000 V.	83,3	58,5	94,2	94,7
200.000 V. (α)	99,2	95,7	93,7	96,2
300.000 V. (β)	96	93,5	94,6	95,7

(α) : Tension constante C.G.R; filtration : 2 mm. Cu.
(β) : Tension constante C.G.R. Philipps; filtration : (0,8 + 2) mm. Cu.

Les *conditions des mesures* étaient celles que nous avons déjà exposées précédemment (utilisant le microphotomètre sans enregistrement).

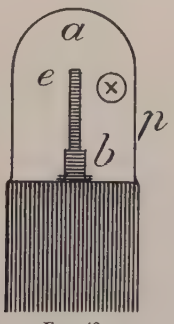

Fig. 19.

Nous insisterons sur quelques points particuliers :

— la nécessité de manipuler avec soin le rœntgengramme, de dimensions relativement importantes (18 × 24) et aux détails délicats à ne pas endommager;

— la nécessité également de le « mensurer » aussitôt que possible, après séchage;

— le soin à apporter au choix de la zone à examiner au microphotomètre; par exemple, dans le cas de la chambre du dosimètre de Hammer, il y a avantage à se tenir éloigné autant de la région hémisphérique (*a*) que de la région de base de la chambre (*b*) (fig. 19).

La croix (×) indique la région optima, à distance aussi bien de l'électrode centrale (*e*) que de la paroi voisine (*p*).

On peut aussi présenter les résultats en envisageant le *pourcentage d'opacité* (1) (tableau IV).

Tableau IV. — Pourcentage d'opacité.

TENSIONS	DOSIMÈTRES			
	Solomon	Dauvillier	Hammer	Strauss
9.000 V.	100	100	95,4	98,3
15.000 V.	99,8	100	81,3	78,5
40.000 V.	27	55,7	9	6,5
60.000 V.	15,8	41	8,5	3.7
77.000 V.	17	41,8	5,6	5
92.000 V.	16,7	41,5	5,8	5,3
200.000 V.	0,8	4,3	6,3	3,8
300.000 V.	4	6,5	5,4	4,3

Nous avons déjà indiqué que nous mesurions ainsi la qualité du double de la paroi de la chambre d'ionisation.

Les nombres correspondant à l'opacité de la paroi simple se trouvent dans le tableau V.

Il faut noter, toutefois, que lorsque nous trouvons, pour le double de la paroi, une valeur de transparence égale à zéro, il nous est impossible de déduire si cette opacité complète provient de ce que chacune des deux parois arrête, pour sa part, exactement 50 % du rayonnement, ou si le pourcentage d'opacité de la paroi est supérieur à ce nombre 50.

(1) Nos termes *pourcentages de transparence* et *d'opacité* ont des significations différentes de celles des termes classiques *transparence* et *opacité* (inverses l'un de l'autre).

Tableau V. — Pourcentage d'opacité (paroi simple).

TENSIONS	DOSIMÈTRES			
	Solomon	Dauvillier	Hammer	Strauss
9.000 V.	⩾ 50	⩾ 50	47,73	49,15
15.000 V.	49,9	⩾ 50	40,65	39,25
40.000 V.	13,5	27,85	4,5	3,25
60.000 V.	7,9	20,5	4,25	1,85
77.000 V.	8,5	20,9	2,8	2,5
92 000 V.	8,35	20,75	2,9	2,65
200.000 V.	0,4	2,15	3,15	1,9
309.000 V.	2	3,25	2,7	2,15

Nous avons donc indiqué dans un tel cas :

pourcentage d'opacité ⩾ 50,

c'est-à-dire ayant une valeur comprise entre 50 et 100.

Indiquons, d'autre part, que pour établir ce tableau V à partir du tableau IV, nous avons simplement pris la moitié des nombres de ce dernier, admettant ainsi, en *première approximation,* que les deux épaisseurs de paroi (1 et 2) successivement traversées par le faisceau rœntgen ont, vis-à-vis de ce dernier, des effets identiques qui ne font que s'additionner quantitativement (fig. 20).

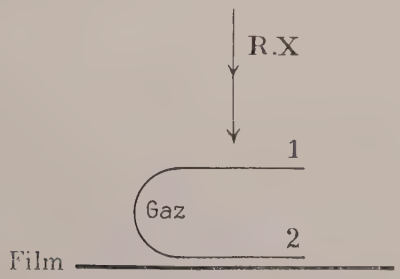

Fig. 20.

C'est là un postulat qui peut prêter à discussion, en tenant compte, en particulier, de la nature et de la pression du gaz enclos dans la chambre, et de la « mollesse » plus ou moins accusée du rayonnement.

Nous y reviendrons pages 82 et 83.

Le tableau VI donne enfin les pourcentages de transparence de la paroi simple.

Tableau VI. — Pourcentage de transparence (paroi simple).

TENSIONS	DOSIMÈTRES			
	Solomon	Dauvillier	Hammer	Strauss
9.000 V. ...	⩽ 50	⩽ 50	52,3	50,85
15 000 V. ...	50,1	⩽ 50	59,35	60,75
40.000 V. ...	86,5	72,15	95,5	96,75
60 000 V. ...	92,1	79,5	95,75	98,15
77.000 V. ...	91,5	79,1	97,2	97,5
92.000 V. ...	91,65	79,25	97,1	97,35
200 000 V. ...	99,6	97,85	96,85	98,1
300.000 V. ...	98	96,75	97,3	97,85

Les courbes de la figure 21 sont la représentation graphique des résultats du tableau III, avec :

en abscisse, les différences de potentiel;

en ordonnée, les pourcentages de transparence :

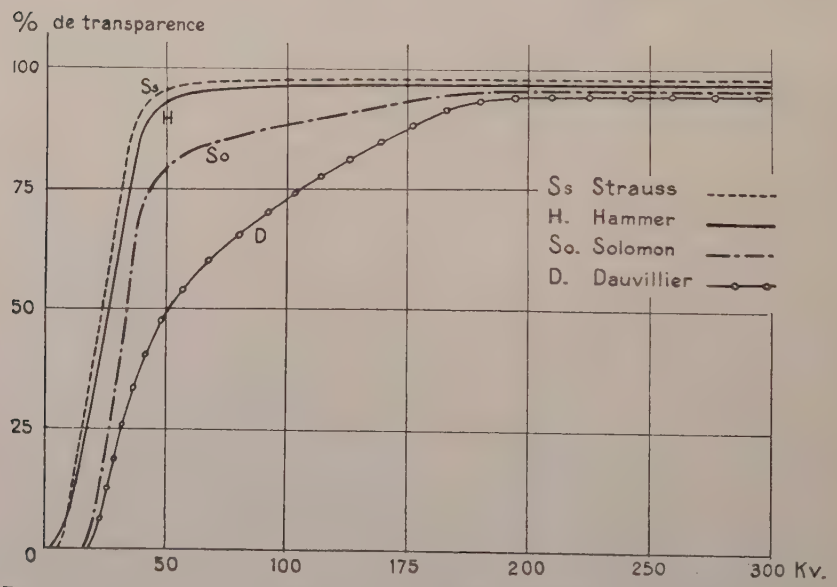

Fig. 21. — Variation de la transparence des chambres d'ionisation en fonction du voltage.

Conclusions.

Il nous paraît qu'on peut distinguer, dans les chambres d'ionisation que nous avons examinées, deux catégories :

1° Les chambres des appareils de *Solomon* (1) et de *Dauvillier*, qui se caractérisent par une faible transparence aux grandes longueurs d'onde, celle de Dauvillier paraissant la plus critiquable.

C'est ainsi que pour des rayons correspondant à une tension de 92.000 volts, l'appareil de Dauvillier ne rendrait compte que des 4/5 de la dose (79,25 %) alors qu'on atteint déjà presque 100 % (97,35 ou 97,1 %) avec les dosimètres de Hammer et de Strauss (tableau VI).

2° Les chambres des appareils de *Hammer* et de *Strauss* (mékapion) qui toutes deux, selon nos mesures, accuseraient, dès la tension de 40.000 volts, plus de 95 % (95,5 et 96,75) du rayonnement (tableau VI).

Protection. — Accessoirement, l'examen des rœntgengrammes permet de se rendre compte de la protection anti-X de l'ensemble du dispositif faisant suite à la chambre d'ionisation en en étant solidaire, et, de ce fait, soumis, comme elle, au rayonnement.

Voici quelques nombres :

Tableau VII. — Protection (en pourcentage de transparence).

TENSIONS	DOSIMÈTRES		
	Solomon	Hammer	Strauss
92.000 V.	7	36	53
200.000 V.	50		66
300.000 V.	55	67	78

(1) La chambre du Solomon présente une double enveloppe, visible sur les rœntgengrammes, et dont on pourrait supprimer la tunique externe, dans les cas où l'on désirerait une sensibilité spéciale aux rayonnements mous.

La remarquable protection, vis-à-vis des rayons de faible dureté tout au moins, du dosimètre de Solomon, est bien mise en évidence. Le dosimètre de Hammer paraît sur ce terrain légèrement supérieur au mékapion.

VI. — Critique de la méthode.

Cette application de la micro-densitométrie rœntgengraphique à l'étude de la perméabilité des chambres d'ionisation paraît appeler quelques remarques.

A. — Il y a, à l'intérieur de la chambre d'ionisation, du gaz, le plus souvent un gaz rare, donc de poids atomique relativement élevé, et à une pression en général supérieure à la pression atmosphérique (1); c'est-à-dire deux conditions additionnant leurs effets, et suffisantes pour que l'on puisse supposer que ce volume gazeux est relativement opaque aux rayons rœntgen.

L'image rœntgengraphique de la chambre serait donc sous la dépendance, non seulement de l'opacité des parois, le contenant, mais aussi de l'opacité du gaz, le contenu.

Cette objection ne nous a pas échappé :

Ayant à notre disposition un dosimètre de Hammer endommagé, avec cette particularité que la chambre s'était détachée du manchon-support, en n'étant lésée qu'à sa base, nous avons rœntgengraphié, côte à côte, cette chambre isolée (donc remplie d'air à la pression atmosphérique) et une chambre intacte.

L'étude des rœntgengrammes ne nous a pas révélé de différence appréciable d'opacité (et on peut tenir pour négligeable, on l'admettra sans doute, l'opacité des quelques centimètres cubes d'air à la pression atmosphérique se trouvant dans l'enceinte de la chambre accidentée).

Nous basant sur cette vérification obtenue avec le seul Hammer, nous avons généralisé.

---

(1) D'après Compton [49], Millikan [246], Sievert [320], cette pression peut atteindre et même parfois dépasser 30 atmosphères.

B. — Nous avons déjà indiqué (p. 79) que, pour déduire du pourcentage d'opacité de la chambre que nous mesurons, l'opacité due à la simple paroi, nous avions posé :

$$\text{Opacité totale} = 2 \times \text{(opacité d'une paroi)},$$

c'est-à-dire que, en première approximation, nous avons admis que les deux parois successivement traversées par les rayons : paroi supérieure, puis paroi inférieure (nous venons de voir qu'on pouvait négliger le gaz les séparant), jouaient, qualitativement et quantitativement, un rôle identique.

Etions-nous fondé à raisonner ainsi ?

Reprenant la chambre accidentée, dont nous avons fait usage (paragraphe précédent), nous en avons fait obtenir, par une section axiale, une demi-valve que nous avons rœntgengraphié (fig. 22).

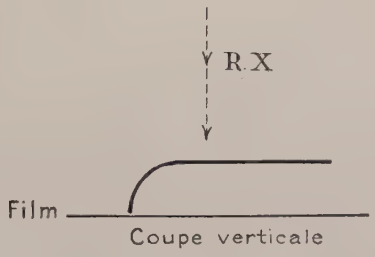

Fig. 22.

Nous avons pu ainsi comparer la valeur de l'opacité de la paroi simple ainsi *mesurée* à la valeur de cette opacité *calculée* à partir de l'opacité totale.

Nous n'avons pas trouvé de différence entre ces deux valeurs excédant 2 à 3,5 %.

C. — Il serait vain de vouloir se dissimuler les nombreuses causes d'erreur pouvant provenir du matériel photographique utilisé, et la nécessité d'un soin extrême, d'une grande méticulosité même, dans l'observation des règles d'irradiation, de développement, de manipulation, d'une façon générale.

Mais ce qui élimine tout ou partie des causes d'erreur que nous avons successivement envisagées, c'est le fait que nous

avons constamment pratiqué des *mesures relatives,* après avoir fixé, une fois pour toutes, les facteurs constants utiles : film (marque et qualité), distance focale, bain-révélateur, etc.

Wilsey [371], insiste avec raison sur l'avantage des mesures comparatives, relatives; d'après lui, l'erreur, dans ce cas, ne dépasserait pas 2 %.

Mallet [217] qui se défie de la méthode photographique, pense qu' « elle ne peut, à la rigueur, être employée que pour des mesures relatives à une épreuve donnée, à condition d'être dans la partie linéaire de la courbe de noircissement ».

VII. — Conclusions.

Actuellement, écrivait Failla en 1933 [93], personne ne sait d'une manière définitive si le rayonnement très mou qui existe dans un tissu irradié, et qui peut avoir un effet du point de vue biologique, produit son plein effet dans la chambre d'ionisation.

Les recherches du professeur Wangermez, que nous n'avons fait que tenter de préciser, permettent, nous semble-t-il, de répondre à Failla et d'affirmer qu'il n'existe pas de chambre idéale.

Et dans l'imperfection relative des chambres d'ionisation mises à la disposition du radiothérapeute praticien, une hiérarchie existe (1).

A côté de ce résultat important, et, répétons-le, plus que jamais d'actualité : classement « objectivé » par des chiffres, des chambres d'ionisation, d'après leur perméabilité aux rayons X mous (et accessoirement d'après la protection anti-X de leurs supports), cette microdensitométrie rœntgengraphique peut donner quelques renseignements complémentaires :

---

(1) Le rœntgengramme de la chambre d'ionisation, ou mieux les rœntgengrammes obtenus avec différentes longueurs d'onde, tendent à devenir une caractéristique de cette chambre, d'une réelle utilité pour la classer (voir par exemple, pour le dosimètre instantané de Siemens, l'article d'Aretz [4], et, pour le Panzer-dosimètre, l'article de Hase [135]).

A. — Pychlau a récemment insisté [276] sur la supériorité des chambres nouvellement réalisées, qui sont constituées par un matériel homogène de bakélite et de graphite, comprimé à haute température, et, par conséquent, exempt d'altérations causées, par exemple, par le détachement de petits morceaux de graphite provenant du revêtement intérieur.

L'extrême sensibilité de l'exploration au microphotomètre enregistreur (qui permet, nous l'avons vu, de juger de la régularité de l'émulsion du film) nous donne donc un moyen de nous assurer de cette *homogénéité des parois des chambres,* soit qu'il s'agisse d'une chambre nouvelle, soit qu'il s'agisse d'une chambre déjà en usage, et dont on veut s'assurer que la manipulation n'en a pas altéré la qualité.

B. — Peut-on espérer qu'une telle étude pourra procurer des « coups de sonde » sur l'ordre de grandeur, au point de vue qualité, du rayonnement diffusé ?

Faisant des mesures, soit au fantôme, soit au niveau du corps humain, avec différents ionomètres, et obtenant des résultats de dose (profondeur et surface) différents, soit avec des ionomètres à chambres relativement perméables aux rayons X mous, soit avec ceux à chambres relativement opaques à ces mêmes rayons, il serait possible de déduire de cette divergence l'ordre de grandeur du rayonnement diffusé (enregistré par les premières chambres, et dont les secondes rendent un compte imparfait ou nul).

On verra que nous avons tenté (p. 118 et suiv.) d'utiliser de tels rapprochements.

*
* *

Nous n'en sommes heureusement plus à cette période de la dosimétrie, vieille de quelques années, où dans l'imparfaite connaissance des phénomènes de diffusion, de l'effet Compton en particulier (passé avec quelque lenteur du domaine du physicien à celui du biologiste et du radiologue), on pouvait d'une façon simpliste supposer que plus s'élèverait la tension aux bornes du tube rœntgen, moins importerait le facteur

sensibilité de l'instrument de mesure aux rayons de basse tension, cette période où on pouvait se croire parfois autorisé à négliger d'indiquer l'ionomètre utilisé (Mudd [247], Ruggles [304]).

Et même, dans un temps plus rapproché, il nous paraît quelque peu audacieux d'écrire (Mallet [220]) : « les microchambres,... indépendantes de la longueur d'onde », en ajoutant « à partir de 150 kV. ». Il nous semble qu'il s'agit là d'une indépendance assez relative, et que, en tout cas, rien ne prouve que la tension correspondant à l'effet biologique soit supérieure ou égale à 150 kV. Il est vrai que plus loin, dans le même travail, Mallet ajoute : « Dans le rayonnement de diffusion, il existe des rayons corpusculaires de pénétration trop faible pour atteindre la chambre d'ionisation et qu'enregistre cependant la cellule vivante ».

Ne soyons pas trop ambitieux et concluons, en faisant nôtre, la modestie de Du Mond et Hoyt [77] : « Il est raisonnable de croire qu'il est à peu près impossible de construire un dosimètre indépendant de la longueur d'onde, c'est-à-dire utilisable pour toutes les qualités de radiation. »

Et nous ajouterons : pour obtenir un instrument se rapprochant le plus possible de cette perfection, qui serait donc inaccessible, il faut, à côté de l'ingénieur-constructeur, si étendue soit sa compétence, un physicien et surtout un radiothérapeute, familier avec les délicats problèmes que pose la dosimétrie clinique.

CHAPITRE IV

METHODE SPECTROGRAPHIQUE

Il paraîtrait singulier de clore cette partie consacrée aux méthodes de mesure du rayonnement rœntgen sans avoir dit un mot de la spectrographie.

Sa supériorité, pour déterminer la qualité du faisceau, est reconnue par la majorité des auteurs.

Failla [93] note que c'est dans ce but la meilleure méthode.

De même, Du Mond et Hoyt [77] insistent sur l'importance du spectrogramme pour la détermination de la qualité.

Leucutia et Corrigan [211] considèrent la spectrographie comme, du point de vue physique, la méthode la plus précise, car, disent-ils, elle permet l'évaluation directe de deux facteurs essentiels : la grandeur de la longueur d'onde la plus courte et la distribution spectrale de l'énergie. Ils ne se dissimulent pas d'ailleurs la difficulté de la technique à mettre en œuvre.

Au cours de l'année 1936, nous notons l'article de Bell [16] sur la spectrographie, avec une étude de l'accord de la théorie de Silberstein [321] avec les résultats expérimentaux.

La même année, Bouwers [31], à propos des tubes à haut sur la spectrographie contenant une étude sur l'accord de la théorie de Silberstein [321] avec les résultats expérimentaux.

D'après Read [292], Lauritsen aurait déjà d'ailleurs entamé l'étude spectrographique du faisceau émis par son tube à 1.000 kV.

Corrigan vient de publier (avril 1937) [56] des tracés de distributions spectrales jusqu'à 500 kV.

Il nous semble qu'il s'agit là d'une méthode à la technique

délicate et compliquée, et qui ne saurait évidemment être envisagée, actuellement, dans les applications cliniques, mais qui se montre d'une valeur unique pour permettre de connaître d'une façon complète et précise la répartition de l'énergie du faisceau X. C'est en elle que l'on peut mettre l'espoir de la clarification de nombreux problèmes de rœntgenthérapie, en particulier, nous semble-t-il, du problème de la filtration, quant à l'épaisseur, mais surtout quant à la qualité du filtre.

Nous ne doutons pas que cette méthode ne prenne un nouvel essor, alors qu'il est à la disposition des chercheurs, pour l'exploration des spectrogrammes, ces instruments, d'une exquise précision et d'une remarquable fidélité, que sont les microdensitomètres enregistreurs actuels.

*
* *

Faisons remarquer, en terminant, que nous n'avons pas distingué qualitométrie et quantitométrie. En effet, du point de vue de la réalité clinique, cette différenciation nous semble quelque peu artificielle : avec la dégradation qui se produit, faiblement d'abord dans la couche d'air tube-corps irradié, puis d'une façon intense au sein des tissus, la « pureté » d'un faisceau rœntgen donné est bien vite perturbée; ce qui importe, nous l'avons vu, c'est un appareil de mesure rendant compte de l'intensité du rayonnement sur une échelle importante de longeurs d'onde. Et qualité et quantité paraissent, du point de vue des applications cliniques, liées d'une façon assez intime.

TROISIÈME PARTIE

RÉSULTATS DES MESURES

CHAPITRE PREMIER

LES CONDITIONS GENERALES DES MESURES

Nous désirons envisager, sous ce titre, et préalablement à l'exposé de nos mesures, quelques points qu'il nous a paru utile de préciser, pour assurer, d'une manière générale, la correction de l'expérimentation.

A. — *Constance de l'alimentation.*

Une source de courant électrique d'une constance rigoureuse — accumulateurs, par exemple — est encore, on le sait, du domaine d'un avenir plus ou moins utopique.

Il reste, en attendant, à utiliser l'alimentation par secteur, en évitant, dans la mesure du possible, les causes d'irrégularités, les « à-coups ».

L'expérience nous a montré qu'il y avait intérêt à éviter les mesures diurnes. A ce moment, en effet, on note des variations de courant, nettement visibles à l'observation du milliampèremètre de chauffage des kénotrons, soit lentes (à l'heure de « pointe » des usines utilisant le courant élec-

trique), soit brusques, et ayant alors leur cause à l'intérieur du Centre anticancéreux lui-même :

— mise en marche ou arrêt d'un poste de rœntgenthérapie voisin;

— surtout, départ ou arrêt de l'ascenseur desservant les sept étages du Centre.

Nous nous sommes donc efforcé de faire nos mesures la nuit, à partir de 21 heures (heure d'arrêt de l'ascenseur), et, de ce fait, nous avons obtenu une alimentation régulière, mise à part une saute de courant vers minuit (due sans doute à la fermeture des salles de cinéma).

Ajoutons, d'ailleurs, que ce travail de nuit nous a paru présenter les plus grands avantages, non seulement du fait de la constance de l'alimentation, mais encore :

— du fait que le poste à utiliser doit être réservé au traitement des malades durant la journée (1);

— du fait également que, le jour, il est parfois difficile d'utiliser les ionomètres des différents modèles, en service pour les traitements;

— du fait, enfin, qu'il nous a paru intéressant de ne pas trop fractionner les séances de mesures et que nous aimons disposer, dans certains cas, d'une marge de temps de 4 à 5 heures en moyenne (y compris la mise en marche du tube), pour une série de mesures.

Nous nous excusons de ces précisions, qui ne paraîtront pas sans doute superflues à ceux qui sont accoutumés à faire des mesures de rayonnement dans un centre de traitement.

B. — « *Stabilisation* » *du tube.*

Certains (Gross [116], Taylor et Stoneburner [340]) ont souligné le fait que, au début d'une séance de rœntgenthérapie, on constate une augmentation progressive du rendement, en

(1) Les jours non ouvrables, l'ascenseur fonctionne.

corrélation avec l'augmentation graduelle de la température du tube rœntgen.

Nous avons nous-même constaté ce phénomène, qui peut provoquer de regrettables erreurs dans les premières mesures faites, qui sont justement, le plus souvent, les doses en surface du fantôme.

(A titre d'exemple : Tube n° 2. — T. C. = 350 kV.

Rendement, dès la tension atteinte : 6,6 r/min.;
Rendement, 10 minutes après : 7,2 r/min.).

Comme conséquence, nous nous sommes astreint à faire fonctionner le tube — une fois son « chauffage » terminé et la tension maxima de mesure atteinte — 30 minutes en moyenne avant de commencer nos mesures.

C. — ***Ouverture du faisceau irradiant. Son homogénéité.***

Nous avons utilisé la méthode photographique, irradiant un film radiographique de dimensions 30 × 40 cm., à une distance focale de 100 cm.; puis le traitant (développement, fixation...) avec les précautions que nous avons déjà énumérées.

Le rœntgengramme ainsi obtenu a une forme circulaire (section d'un cône par un plan perpendiculaire à l'axe), avec cependant amputation, du côté cathodique, d'un secteur de petites dimensions (hauteur, 3 cm., corde, 9 cm.); cette particularité est à noter, sinon pour les irradiations de rœntgenthérapie localisée, tout au moins pour la télérœntgenthérapie (nous avons constaté que la cause en est une dissymétrie de l'orifice de sortie).

Le rayon du cercle d'irradiation est égal à 26 cm. 5, soit un diamètre D de 53 cm. et une surface irradiée d'environ 2.200 cm^2.

Cette mesure, à 100 cm. de distance, permet de prévoir la dimension du champ à des distances plus importantes, en vue de la télérœntgenthérapie :

Distance focale : 200 cm. D = 106 cm.;
Distance focale : 250 cm. D = 132 cm. 5.

Ces résultats sont de l'ordre de ceux de Cottenot, Cabesas et Massiot [57], qui ont trouvé un diamètre de champ de 146 cm. pour une distance focale de 3 m. 34.

Ces auteurs remarquent, d'ailleurs, que l'intensité du champ diminue considérablement pour D > 140 cm.

D'autre part, Mallet [221] signale que « l'angle solide du cône de rayons, permettant une irradiation sensiblement homogène, est d'environ 40° ».

La question de l'homogénéité de la tranche du faisceau rœntgen est envisagée, en particulier, par Bouwers et Diepenhorst [30] qui montrent l'imperfection existant du côté cathodique, due, sans doute, à la source non ponctuelle et à l'émission imparfaite des électrons par le filament.

Kaye et Binks [191] ont bien mis en évidence ce phénomène en irradiant un film par un faisceau ponctuel de rayons rœntgen, et en examinant le cliché au microphotomètre enregistreur : le diaphragme d'enregistrement montre très nettement l'irrégularité du côté cathodique (déjà cité p. 44).

Il est évident qu'une telle constatation : hétérogénéité de la zone périphérique annulaire du faisceau, du fait de l'émission cathodique et du diaphragme de sortie, particulièrement importante en télérœntgenthérapie, n'est pas à retenir en ce qui concerne nos mesures : grande distance focale en général : ⩾ 80 cm., et appareil de mesure placé sur l'axe du faisceau conique de rayons.

D. — *Les fantômes.*

Les substances habituellement employées sont :

— l'eau (Failla [93]);

— la paraffine (Destriau [72]);

— le riz (Cottenot, Cabesas et Massiot [57]; Belot et de Vulpian [21]; Gunsett [125]);

— la cire (Rees et Clark [294], Henshaw [138], Quimby [282, 283]) est couramment utilisée à Bordeaux (professeurs Réchou et Wangermez), sous la présentation de *pâte Colombia* (Laboratoires Bruneau).

Le fantôme d'eau pose le problème particulièrement délicat de la protection de l'appareil de mesure vis-à-vis de l'eau.

Le fantôme de paraffine présente, selon nous, l'inconvénient de ne permettre des mesures en profondeur qu'à des niveaux bien déterminés, et peu nombreux, et nous savons cependant l'importance d'explorer les couches intermédiaires entre 0 et 10 cm. de profondeur, en particulier pour l'étude du rayonnement diffusé.

De plus, la masse de paraffine est contenue (Destriau, déjà cité) dans une caisse en bois qui rompt, à la périphérie, l'homogénéité du fantôme.

Le fantôme de riz, qui paraît vraiment intéressant en téléroentgenthérapie pour obtenir un fantôme de vastes dimensions, assimilable au corps humain (Cottenot, déjà cité), semble présenter dans son sein une proportion d'air relativement importante.

Le fantôme de pâte Colombia nous a donné pleine satisfaction : de dimensions bien déterminées, sans matériel hétérogène pour contenir la cire, avec la possibilité d'immerger à moitié la chambre ionométrique en surface. Nous avons, suivant les directives du professeur Wangermez, moulé deux demi-valves de pâte Colombia, sorte d'étui de la chambre ionométrique, dont la paroi extérieure s'adapte intimement aux angles vifs des plaques constitutives du fantôme, ce qui permet d'éliminer, autant que possible, la présence d'air et de conserver une homogénéité aussi satisfaisante que possible.

D'un autre point de vue, quel est le fantôme qui paraît le mieux rendre compte des phénomènes au sein du corps humain, qui se rapproche le plus des tissus vivants ? Il est bien difficile de répondre.

Gunsett [125] a comparé les fantômes d'eau et de riz, trouvant en moyenne une dose profonde de 20 p. 100 plus élevée avec le riz qu'avec l'eau; cette différence, faible à 200 kV., croîtrait avec le voltage.

Rees et Clark [294] sont d'avis que la cire est plus inté-

ressante que l'eau, surtout avec de larges champs. Quimby [282] pense de même, et nous-même également (p. 108).

E. — ***Position de la chambre ionométrique en surface.***

C'est là une question qui semble sans doute négligeable pour certains expérimentateurs, puisqu'ils ne mentionnent pas la solution adoptée par eux. Au contraire, Weatherwax et Leddy [373], et, à leur suite, Failla [93], puis Gunsett [125], y insistent :

a) On peut simplement poser la chambre sur la surface du fantôme.

Reinhard [296] craint que, dans cette position, la mesure ne rende compte que du rayonnement diffusé de direction celle du faisceau incident, et ignore tout ou partie du rayonnement diffusé de directions plus ou moins latérales;

b) On peut immerger complètement la chambre dans le milieu. C'est la solution adoptée par Failla pour des raisons de convenances techniques (faisceau rœntgen horizontal et fantôme d'eau);

c) On peut enfin placer la chambre « demi-immergée », de façon que son axe soit dans le plan horizontal de surface du fantôme (Gunsett [125], Quimby [283], nous-même). C'est la solution la plus rationnelle, nous semble-t-il, facilement réalisable, nous le répétons, avec le fantôme de cire.

CHAPITRE II

LA DOSE PROFONDE

Après quelques rapides considérations sur la question du rendement en fonction du voltage, nous envisagerons l'influence sur la dose profonde des différents facteurs :

— voltage;
— filtration;
— distance focale;
— grandeur du champ;

en examinant, ensuite, spécialement, le rôle possible de la couche d'air tube-corps irradié.

A. — *Rendement et voltage.*

Le temps d'irradiation est sous la dépendance étroite de la différence de potentiel appliquée aux bornes du tube rœntgen :

Tube n° 2. Filtration : (1,2 + 1) mm. Cu + 1 mm. Al;
Distance focale : 80 cm.;
Dosimètre de Hammer.

1° Rendement dans l'air (sans fantôme).

Tension en kV.....	200	300	400
Dose en r/min.....	1,8	5	7,9

2° Rendement en surface (malade).

Tension en kV.....	200	350
Dose en r/min.....	2,3	8,8

Gunsett [125] a essayé de chiffrer cette croissance du rendement avec la tension; en ce qui concerne le tube Osram qu'il emploie (voir p. 20), et avec un fantôme de riz, il propose la relation :

$$R = kV^{2,9}.$$

Pour Mayneord et Roberts [234], la puissance croîtrait comme le carré du voltage, avec des filtrations de l'ordre de 1 mm. de cuivre, et comme le cube du voltage, avec 5 à 6 mm. de cuivre.

B. — *Dose profonde et voltage.*

La majorité des auteurs est d'accord pour admettre que l'élévation du voltage améliore relativement peu la dose profonde.

Voici quelques-uns de nos résultats :

1° *Mesure de la transmission vaginale* (déjà publié : Wangermez et Auriac, Rapport au III[e] Congrès des électro-radiologistes de langue française [369]) :

Tube n° 1. Filtre : 2,8 mm. Cu + 1 mm. Al.
Dosimètre de Hammer.

a) Distance anticathode-peau : 80 cm.

Tension :

200 kV., 12,5 %.
300 kV., 18 %. } gain : 5,5 %.

b) Distance anticathode-peau : 100 cm.

Tension :

200 kV., 14,2 %;
300 kV., 22,8 %; } gain : 8,6 %.

Ces résultats sont représentés graphiquement dans la figure 23.

2° *Mesure au fantôme* (pâte Colombia) :

Tube n° 2. Filtre : 1,2 mm. Cu + 1 mm. Al.
Dosimètre de Hammer.
Distance focale : 100 cm.

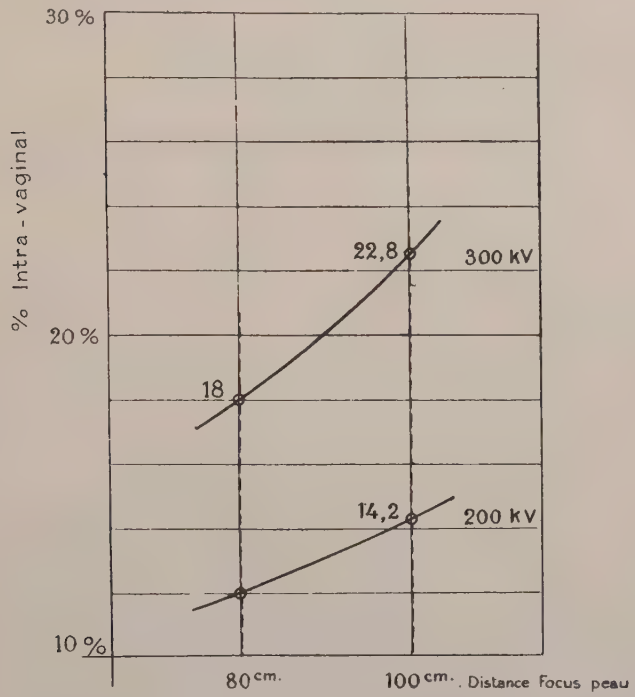

Fig. 23. — Mesure de transmission vaginale à 200 et 300 kV. — Dosimètre de Hammer. — Filtration : 2,8 mm. Cu + 1 mm. Al. (Wangermez et Auriac [369]).

Tension :

200 kV., $D_{10,5}$: 43,5 %;
300 kV., $D_{10,5}$: 50,5 %;
400 kV., $D_{10,5}$: 52 %;

soit, en passant de 200 à 400 kV., un gain *relatif* de 19,5 %.

Ces résultats sont en accord avec ceux de :

1° Mueller : dose profonde passant de 46 % à 52 %, lorsqu'on élève la tension de 200 à 400 kV. [249].

2° Gunsett, qui estime le gain à 20 %, lorsqu'on passe de 200 à 400 kV. [125].

Le gain en profondeur existe donc, mais moins important sans doute qu'on ne l'espérait.

C. — *Dose profonde et filtration.*

Si l'influence de la filtration sur la pénétration du rayonnement ne paraît pas niable, cette influence, comme celle du voltage, ne paraît pas primordiale.

Voici quelques nombres (Wangermez et Auriac [369]) :

Tube n° 1. Filtration primaire : 0,8 mm. Cu.
Distance focale : 50 cm.

1° *Dosimètre de Hammer :*

T. C. : 300 kV.

Filtration additionnelle en mm. Cu.	0,5	1	2	3
D_{10} %	40,8	41,9	43,3	44,2

2° *Dosimètre instantané Siemens :*

Filtration additionnelle en mm. Cu.	0,5	1	2	3
D_{10} %	43,8	44,9	45,5	47,2

D'autre part, quelle est l'épaisseur « optima » à choisir :

— suffisante, pour que le faisceau rœntgen lèse au minimum les tissus superficiels, pour que, selon l'expression du professeur Wangermez, « la peau ne joue pas le rôle d'un filtre » additionnel;

— suffisante, également, pour que la dose profonde soit la plus élevée possible (et nous venons de voir que c'était un facteur secondaire);

— mais pas trop élevée cependant pour ne pas allonger d'une façon exagérée le temps d'irradiation.

Certains (Bacqué, Bugnard et Marquès [7, 8], Failla [90]) se sont tournés vers l'étude des courbes semi-logarithmiques d'absorption.

Rappelons-en rapidement la base théorique :

Soit I l'intensité de la radiation (monochromatique λ),

venant frapper un élément de volume d'épaisseur dx. A la sortie, la variation (diminution) d'intensité dI est proportionnelle à l'intensité I et à l'épaisseur dx :

$$dI = -\mu I\, dx.$$

Le coefficient de proportionnalité μ est le *coefficient d'absorption.*

On peut écrire :

$$\frac{dI}{I} = -\mu\, dx.$$

En intégrant, il vient :

$$I = I_o e^{-\mu x}. \qquad (1)$$

(I_o : intensité initiale.)

et en prenant les logarithmes des deux membres :

$$\log. I - \log. I_o = -\mu x. \qquad (2)$$

La représentation graphique de la variation de log. I en fonction de x (épaisseur de filtre) est une droite.

Donc, dans le cas (pratique) d'un rayonnement hétérogène, si on porte, graphiquement, en ordonnée les logarithmes des intensités, et en abscisse les épaisseurs de filtre, quand la courbe obtenue se transforme en une droite, on peut déduire qu'on ne modifie plus, en augmentant l'épaisseur du filtre, les longueurs d'onde du faisceau : celui-ci est dit « homogène ».

Ce procédé, séduisant en théorie, se révèle d'application singulièrement délicate, lorsque, à la vue des courbes tracées, il s'agit de déterminer l'origine de la droite.

Nous avons, à la suite de Bacqué [7], construit les courbes pour des tensions de 120, 160 et 200 kV. (constants) (fig. 24) (Wangermez et Auriac [369]), en les prolongeant d'ailleurs vers les fortes épaisseurs de filtre, plus que ne l'avait fait Bacqué. On verra qu'il est difficile de choisir le point où la courbe se transforme en droite.

(On peut noter que l'homogénéisation paraît obtenue avec un filtre d'autant plus faible que la tension est plus élevée.)

Nous avons également établi la courbe semi-logarithmique

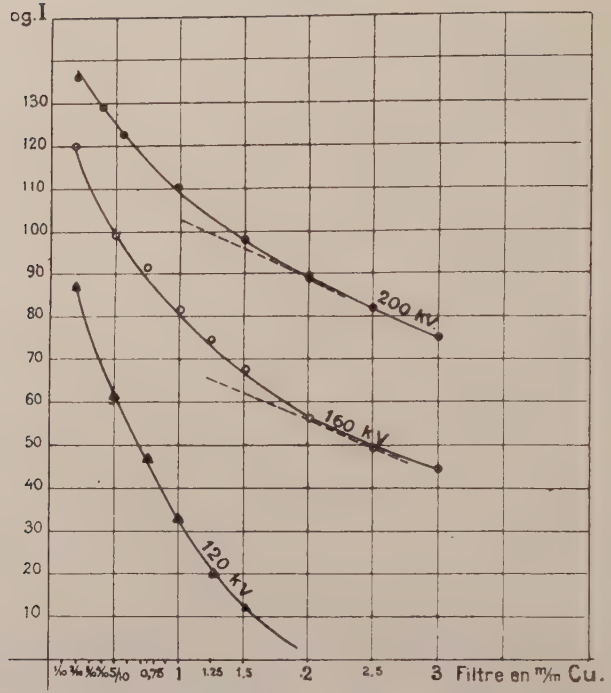

FIG. 24. — Courbes semi-logarithmiques en fonction de l'épaisseur du filtre de cuivre (Wangermez et Auriac [369]).

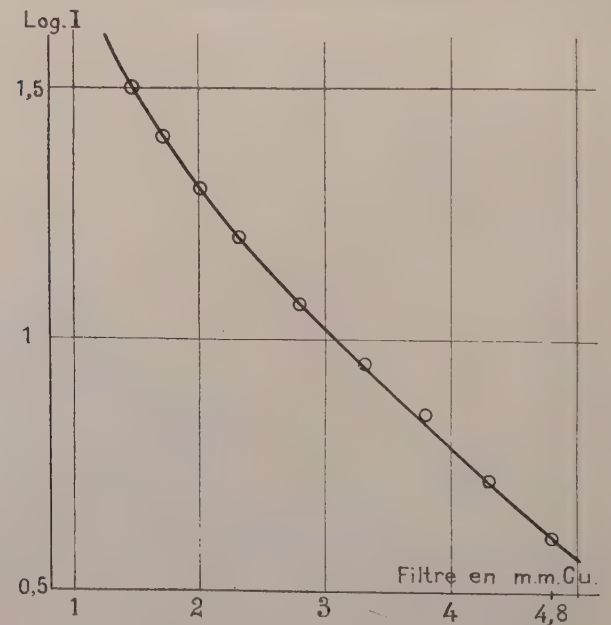

FIG. 25. — Courbe semi-logarithmique en fonction de l'épaisseur du filtre de cuivre pour 320 kV (constants).

pour une tension de 320 kV. (tube n° 1) (fig. 25). La même remarque s'impose que pour les courbes précédentes.

On peut également construire la représentation graphique de l'équation (1) : c'est une courbe exponentielle (avec sa caractéristique de décroissance très rapide d'abord, puis devenant insignifiante).

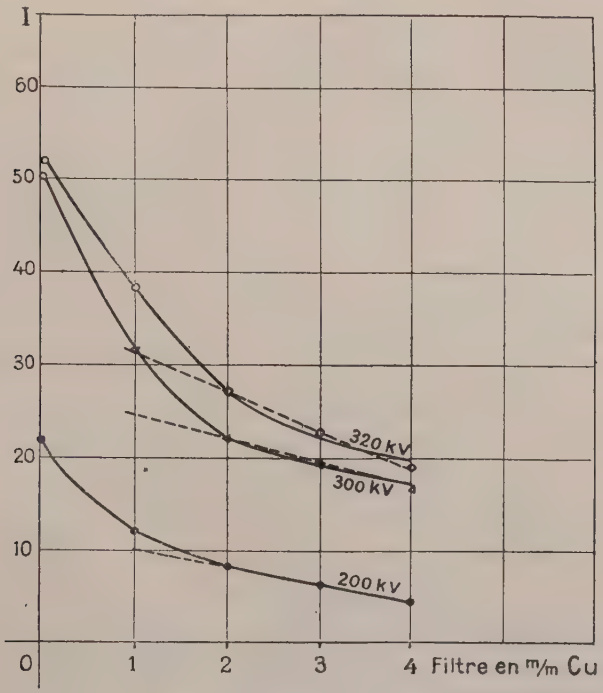

Fig. 26. — Décroissance du rendement en fonction de la filtration.

Nombres obtenus (dosimètre de Hammer) :

200 kV :	22,4	12,4	8,1	6,05	4,72
300 kV :	50,4	33,4	24,7	19,4	16,5
320 kV :	52,2	38,5	27,3	22,7	18,1

(Wangermez et Auriac [369]).

Voici (fig. 26) les courbes ainsi obtenues pour 200, 300 et 320 kV. (tube n° 1).

On peut admettre, à l'examen de ces dernières courbes, que la transition, entre les deux parties constitutives, la première, de décroissance rapide correspondant à la filtration qualitative, la deuxième, de décroissance à peine marquée, cor-

respondant à la filtration quantitative, se situe vers 2 mm. Cu.

Alors que Failla [90] conclut qu'à 200 kV. on peut pousser au-delà de 2 mm. cuivre pour améliorer le durcissement du faisceau (nous entendons évidemment par durcissement la diminution de la longueur d'onde « moyenne » et non de la longueur d'onde « limite », minima), Bacqué, Bugnard et Marquès [8] fixent à 1,2 mm. de cuivre la filtration « optima » pour ce métal.

Mrs Quimby et Martinelli [285] vont même plus loin; ils pensent que, « dans le cas d'afflux de malades », des filtrations de 0,75 mm. de Cu ou même de 0,5 mm. Cu suffiraient à donner un faisceau « pratiquement homogène ».

A côté de l'épaisseur, importe également la nature du filtre. Dès 1928, Thoraeus [344] proposait comme métal de base, à la place du cuivre, l'étain.

La tendance semble être d'élever le poids atomique du métal-filtre à mesure que s'élève la tension. (Dans le passé : 100-150 kV. et Al, puis 200 kV. et Cu,...) Il faut, d'ailleurs, ne pas trop se rapprocher du poids atomique du métal constitutif de l'anticathode (tungstène en général) afin d'éviter les perturbations apportées par les discontinuités d'absorption.

Il y a enfin lieu de ne pas négliger, tout au moins dans les mesures de précision, l'état physique (ou mécanique) du métal (recuit, martelage, surface oxydée, etc.), qui peut avoir une influence sur les phénomènes de diffraction [351].

D. — *Dose profonde et distance focale.*

La variation de la distance focale a comme conséquence la modification de la dose profonde *relative*.

Il est classique d'admettre que distance focale et dose profonde relative varient dans le même sens, c'est-à-dire que l'augmentation de la distance focale entraîne une amélioration de cette dose profonde.

Rajewsky, en 1932 [290], Wangerniez en 1935 [366], ont précisé ce point de vue.

Et avec eux, la plupart des auteurs :

Traitant de la télérœntgenthérapie, Cottenot, Cabesas et Massiot [57] soulignent « l'importance capitale » du facteur distance.

Lauritsen [203] note justement que ce facteur n'a d'effet sur la quantité d'énergie libérée à une profondeur donnée qu'en « déterminant la grandeur du volume irradié ».

Il faut noter que cette sorte de dogme a été récemment battue en brèche.

Gunsett [125] trouve, pour une tension de 500 kV. (constante), en passant de 60 à 120 cm. de distance focale, un gain de 3 à 4 p. 100 seulement, donc presque dans les limites des erreurs expérimentales.

Rapprochons de ce résultat le fait que, déjà en 1934, Mudd, Emery, Meland et Costolow [247], travaillant aux hauts voltages, diminuent la distance focale d'irradiation à mesure que le voltage augmente :

à 600 kV., distance focale : 70 cm.;
à 750 kV., distance focale : 54 cm.;
à 1.000 kV., distance focale : 54 cm.

*
* *

Avant de donner nos résultats, qui sont, disons-le tout de suite, dans la norme de la tradition, observons que, du point de vue théorique, cet avantage des grandes distances focales n'est pas indéfini, nous voulons dire qu'il n'y a pas intérêt, pratiquement, à augmenter indéfiniment la distance focale.

Soit a la distance focale (foyer-surface), soit b la profondeur du niveau à irradier (fig. 27).

Essayons de montrer qu'il n'y a pas intérêt à augmenter d'une façon démesurée a par rapport à b.

En faisant abstraction de l'absorption,

— la dose en surface est inversement proportionnelle à a^2.

— la dose absolue à la profondeur b est inversement proportionnelle à $(a + b)^2$.

La dose profonde relative y (c'est-à-dire le pourcentage par rapport à la dose en surface comptée comme 100 %) est donc de la forme :

$$y = \frac{1/(a+b)^2}{1/a^2} = \frac{a^2}{(a+b)^2}.$$

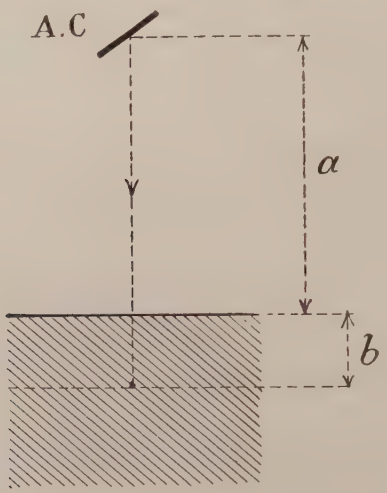

Fig. 27.

Envisageons la variation de cette dose profonde relative y en fonction de la variable :

$$x = \frac{a}{b},$$

$$y = \frac{1}{(1+\frac{b}{a})^2} = \frac{1}{(1+\frac{1}{x})^2} = \frac{x^2}{(x+1)^2}$$

$$\boxed{y = \frac{x^2}{(x+1)^2}}$$

Observons que la variation de y ne nous intéresse que pour :

$$x \geqslant 1$$

La courbe représentative est la courbe de la figure 28 (1),

(1) Dans un travail récent (septembre 1936), Mrs Quimby [282] envisage une courbe semblable. Elle a d'ailleurs obtenu expérimentalement (fantôme de cire) une courbe d'allure tout à fait semblable.

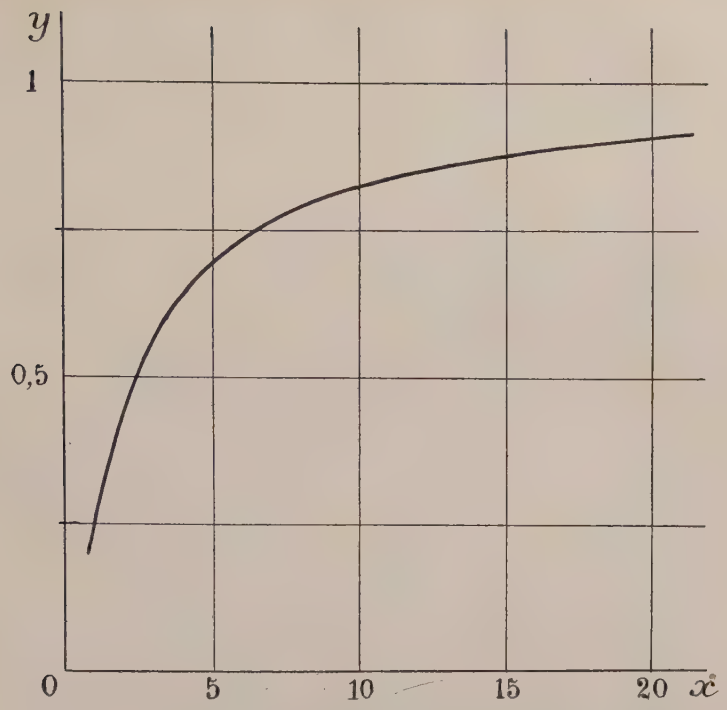

Fig. 28. — Variation de la dose profonde en faisant abstraction de l'absorption en fonction du rapport de la distance focale à la profondeur irradiée.

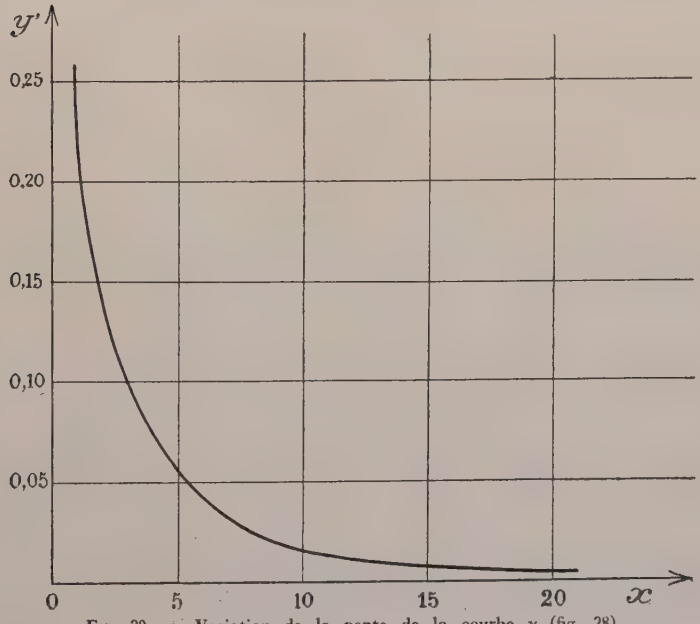

Fig. 29. — Variation de la pente de la courbe y (fig. 28).

constamment croissante, mais d'une façon que va préciser le calcul de la dérivée :

$$y' = \frac{2\ x}{(x+1)^3}$$

La courbe représentative (fig. 29) est régulièrement décroissante, ou, en d'autres termes, la pente de la courbe y est constamment décroissante.

Tout d'abord, cette décroissance est très rapide :

$$\text{depuis } x = 1, \text{ jusqu'à } x = 8.$$

Puis, à partir de $x \# 12$, la décroissance est insignifiante.

Déduction :

Jusque vers $x \# 8$, il y a intérêt à augmenter la distance focale pour améliorer la dose profonde relative y.

Pour $x > 10$ à 12, la croissance de y devient trop faible, il n'y a plus intérêt à augmenter la distance focale.

Ce qui signifie que, pour des profondeurs de l'ordre de $b = 10$ cm., il n'y aurait pas avantage à dépasser des distances focales de l'ordre de :

$$b = 100 \text{ à } 120 \text{ cm.}$$

*
* *

Résultats des mesures.

a) Tube n° 1 (déjà publié, en collaboration avec le professeur Wangermez [369]).

Tension : 300 kV. (constante).
Filtration : ([0,8] + 0,5) Cu = 1,3 mm. Cu.
Fantôme : pâte Columbia (irradiation non limitée).
Dosimètre : Hammer.:

Distance focale	50	75	100	150	200 cm.
$D_{10\,cm}$ %	41	45	52	60	71 %.

soit un gain de 11 % en passant de 50 cm. à 100 cm.

Les courbes de la figure 30, tracées à partir de nos mesures, montrent nettement l'importance de ces gains.

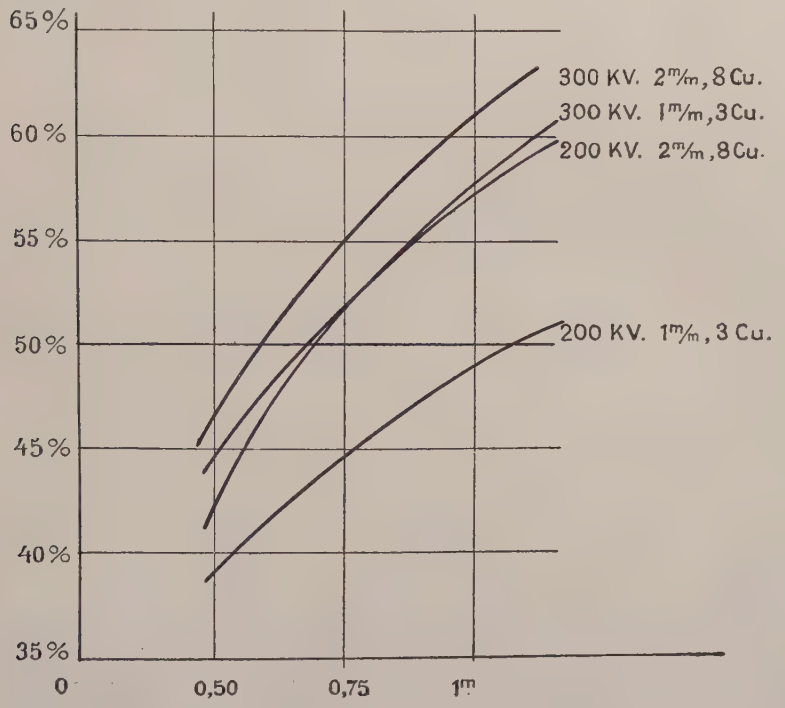

Fig. 30. — Influence de la distance focale sur le taux de transmission en profondeur (en abcisse, les distances focales) (Wangermez et Auriac [369]).

b) Tube n° 2.

Tension : 400 kV. (constante).
Filtration : [1,2] mm. Cu + 1 mm. Al.
Fantôme : pâte Colombia (irradiation non limitée).
Dosimètre : Hammer.

Tableau VIII.

Distance focale	50 cm.	100 cm.	150 cm.
$D^{(1)}_{0\,cm}$	40,5	11,1	5,1
$D^{(1)}_{10,5}$	16,8	5,8	2,8
%	41,5	51,9	55

(1) : exprimée en r/minute.

soit un gain de 10,4 %, en passant de 50 cm. à 100 cm,

Le gain se réduit à 3,1 % de 100 à 150 cm.

Ce résultat, mesuré, non calculé et où intervient au premier chef l'effet-fantôme, confirme ce que nous avons exposé plus haut et montre bien que, lorsque la distance focale en arrive à être de l'ordre de 10 fois la profondeur à atteindre, le gain dû au facteur distance devient faible.

Une autre série de mesures (toujours à 400 kV.) faites avec un ionomètre différent (Siemens) nous a donné des doses profondes de valeurs plus élevées, mais avec un gain, dû à la distance, analogue :

Tableau IX.

Distance focale	50 cm.	100 cm.
D_0	33,2 r/min.	8,6
$D_{10,5}$	15	4,9
%	45,2	57

Gain : 11,8 %.

Nous avons voulu nous assurer si de tels nombres obtenus au fantôme ne présentaient pas trop de divergence avec ceux obtenus avec le malade, ou, en d'autres termes, si le fantôme de cire utilisé avait « une réponse » parallèle à celle du corps.

Malade Chav... N° du dossier : 36325.

Tension : 400 kV. (tube n° 2).

Tableau X.

Ionomètre	Distance focale			
	0 m. 50		1 m.	
	Hammer	Siemens	Hammer	Siemens
$D^{(1)}_{\text{pubis}}$	27,3	26,5	8,3	7,6
$D^{(1)}_{\text{vagin}}$	12,5	12,6	4,7	4,6
%	45,8	47,6	56,7	59,1

Gain : Hammer, 11,9 %; Siemens, 11,5 %.

(1) Exprimé en r/min.

Ces résultats, qui montrent une concordance assez satisfaisante entre les deux ionomètres utilisés, permettent de noter un gain dû au facteur distance de l'ordre des précédents.

Ainsi, la distance focale nous semble toujours être un des facteurs à faire jouer pour améliorer la dose en profondeur, amélioration qui, on l'a vu, va en s'amenuisant rapidement à partir d'une valeur moyenne égale à 10 fois environ la profondeur à atteindre.

Et sur ce point particulier, ce ne serait pas les essais de télécuriethérapie « qui, notait tout récemment [368] le professeur Wangermez, n'ont pas jusqu'à présent, semble-t-il, répondu aux espoirs qu'on avait un peu prématurément fondés sur cette méthode », qui nous inclineraient à changer d'opinion.

Gunsett nous semble déplacer le problème lorsqu'il écrit [125] : « s'il est logique d'employer de grandes distances pour 200 kV., ceci n'est plus nécessaire lorsqu'on travaille à des tensions très élevées ».

La logique (c'est-à-dire le raisonnement à base théorique) est en faveur des grandes distances dans les deux cas; mais l'expérience — de Gunsett — est en accord avec la logique à 200 kV., et ne l'est plus à 500 kV. Le tout est d'interpréter cette transformation de convergence en divergence.

Du point de vue pratique, donc, alors qu'à l'autre bout de l'échelle on s'occupe de plésio-rœntgenthérapie (rœntgenthérapie à très courte distance [2 à 10 cm.], d'irradiation analogue à celle de la curiethérapie locale intracavitaire), le dogme de l'avantage des grandes distances, est encore bien vivant, même dans des travaux récents (Ferguson, 1936 [94]), et ne devra, en tout cas, être abandonné qu'avec une extrême prudence, et sous l'accumulation de nombreux résultats expérimentaux et cliniques convergents.

E. — *Dose profonde et grandeur du champ.*

On sait classiquement, en rœntgenthérapie pénétrante, que le taux de transmission augmente en même temps que la

largeur de champ irradié et que ce phénomène est dû à l'existence du rayonnement diffusé (par diffusion simple).

Mais dès que l'on dépasse 180 à 200 kV. vers les très hautes tensions, on constate, au contraire — sans qu'une explication théorique, correcte et satisfaisante, puisse encore en être fournie — que le rayonnement diffusé décroît, d'abord assez rapidement, semble-t-il, puis plus lentement.

Dans l'échelle, relativement modeste, des tensions à notre disposition, nous avons pu constater le fait.

La méthode de mesure généralement utilisée et qui a été la nôtre, est la suivante : on mesure le rayonnement diffusé en surface, d'une façon approchée (1), en faisant une première mesure, avec l'ionomètre à la surface du fantôme, puis une deuxième mesure en supprimant le fantôme. La différence donne la quantité de diffusion, que nous avons calculée en % de la dose-fantôme.

(Gunsett [129] donne ce qu'il appelle *la dose additionnelle de diffusion* en % par rapport à la dose-air.)

Tube n° 1 :

Filtration : 2,8 mm. Cu + 1 mm. Al.
Distance focale : 60 cm.
Fantôme : pâte Colombia.
Dosimètre de Hammer.

Tension :	200 kV.	300 kV.	
Diffusion de surface :	32,3 %	24,2 %	(Voir fig. 31).

Mais la distance focale paraît jouer un rôle non négligeable (facteur géométrique de distance ou facteur couche d'air). Voici quelques nombres :

Tube n° 2 :

Fantôme : pâte Colombia.
Dosimètre instantané de Siemens.

(1) La mesure serait rigoureusement exacte si l'on opérait dans le vide.

a) Distance focale : 50 cm.

(filtration : (1,2 + 1) mm. Cu + 1 mm. Al.).

Tension :	200 kV.	300 kV.	400 kV.
Diffusion de surface :	27,2 %	21,8 %	20 %

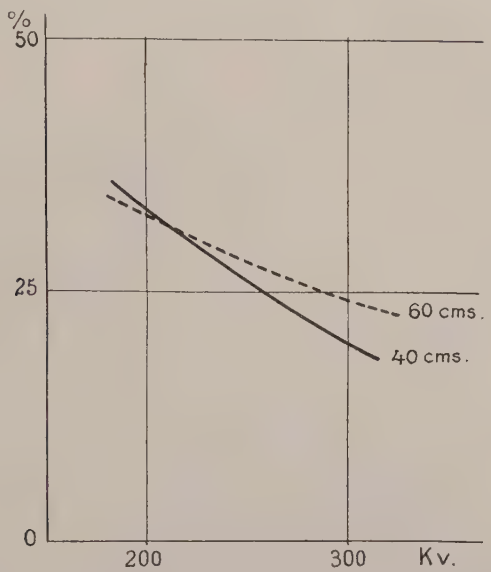

Fig. 31. — Décroissance de la diffusion de surface avec le voltage.

b) Distance focale : 100 cm.

(filtration : 1,2 mm. Cu + 1 mm. Al).

Tension :	200 kV.	300 kV.	400 kV.
Diffusion de surface :	73 %	42 %	28 %

La décroissance du rayonnement diffusé paraît plus rapide à mesure qu'augmente la distance focale.

*
* *

En matière de diffusion rœntgen, on peut individualiser :

1° l'absorption photo-électronique;

2° l'absorption Compton.

Disons tout de suite que ce sont là deux degrés successifs du même phénomène : impact d'un photon sur un atome immobile.

S'il s'agit de photons à faible énergie (rayons X mous), c'est l'absorption photo-électronique qui est en jeu.

S'il s'agit de photons de grosse énergie (rayons X durs), c'est l'effet Compton.

1° *L'absorption photo-électronique.* — Toutes les fois qu'un quantum d'énergie vient frapper un atome, celui-ci absorbe l'énergie tout entière du quantum, et sont émis des électrons « lents » (c'est-à-dire de vitesse faible) qui, pour indiquer leur mode de production, sont appelés *photo-électrons.*

C'est le cas de rayons rœntgen de voltage 60 kV. environ, venant frapper des éléments légers tels que l'aluminium, et sans doute aussi les tissus du corps humain.

2° *L'absorption Compton.* — Ici l'énergie du quantum incident est trop grande pour pouvoir être absorbée entièrement.

A la suite du « choc » du quantum hf (longueur d'onde λ) sur l'électron, celui-ci subit un mouvement de recul avec une vitesse v, et le photon incident subit une diminution d'énergie : celle-ci devient hf', donnée par la relation :

$$hf = hf' + mv^2.$$

(m : Masse de l'électron.)

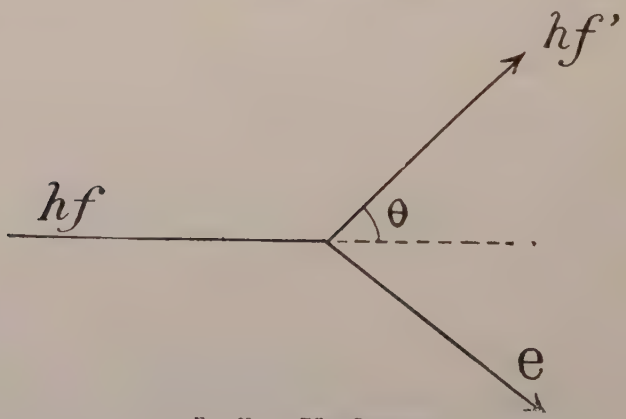

Fig. 32. — Effet Compton.
e : Electron de recul; — *hf* : Quantum incident. — *hf'* : Quantum diffusé.

La nouvelle longueur d'onde est :

$$\lambda' = \lambda + K\,(1 - \cos\,\theta).$$

Elle est d'autant plus modifiée que l'angle θ est plus grand (fig. 32).

La direction et la « portée » de l'électron de recul sont évidemment sous la dépendance de la force avec laquelle le

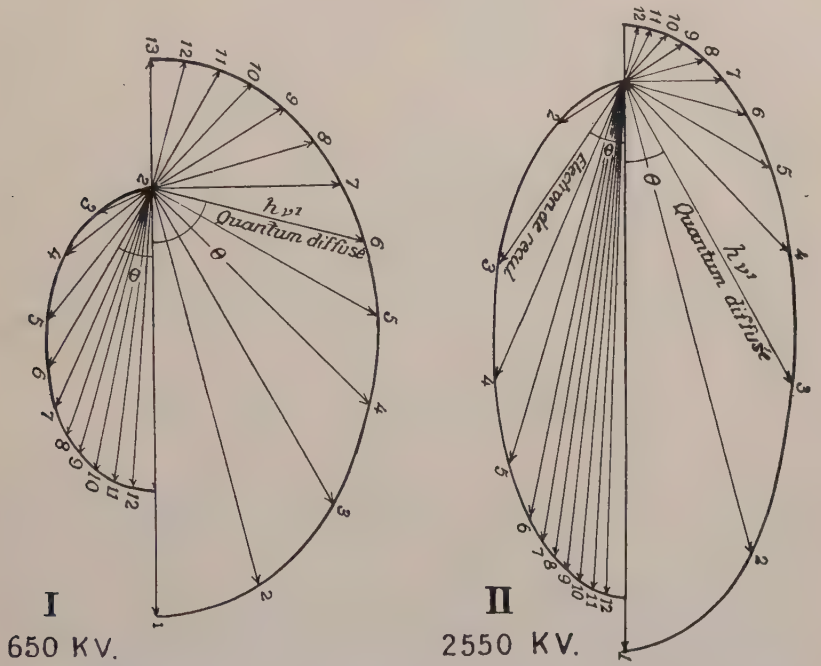

Fig. 33. — Diagrammes (par représentation vectorielle) de l'énergie du quantum diffusé et des électrons de recul, suivant l'énergie incidente : I : 650 kV; — II : 2.550 kV.

(D'après Rutherford, Chadwick et Ellis [307].)

quantum incident a frappé et de la stabilité de l'électron dans la structure atomique.

En ce qui concerne spécialement le rayonnement rœntgen, il est clair que ces électrons de recul :

— auront un parcours d'autant plus long;

— auront une direction s'écartant d'autant moins de la direction du faisceau rœntgen incident;

— enfin seront d'autant plus nombreux,
que le voltage utilisé sera plus grand.

Les deux diagrammes de la figure 33, empruntés à Rutherford, Chadwick et Ellis [307], mettent bien en évidence ces particularités.

Somme toute, pour conclure du point de vue pratique, la diffusion de retour due à l'effet Compton (le « back-scattering » des auteurs anglo-saxons) « s'étale » latéralement de moins en moins à mesure qu'augmente le voltage.

Marquons bien qu'au sein des tissus l'absorption ne se limite pas à un seul effet Compton, mais que, comme il a été démontré expérimentalement (Hulubei [165]) du point de vue physique, il doit se produire une suite de diffusions Compton en cascade, avec émissions d'électrons de recul secondaires, tertiaires, etc., jusqu'à en arriver, la dégradation de l'énergie étant devenue suffisante, à l'absorption ultime photo-électronique (11).

F. — *La couche d'air filtre-chambre ionométrique.*

Entre la fenêtre de sortie du tube rœntgen — où trouve place à l'ordinaire le filtre — et la matière à irradier (fantôme, corps humain), se trouve non le vide, mais de l'air, de l'air à la pression atmosphérique, avec toutes ses variations suivant l'altitude, suivant l'état hygrométrique (cette dernière donnée nous paraissant pouvoir avoir une certaine importance, en particulier dans un climat humide comme le climat bordelais) (2).

L'indifférence que témoignent de nombreux auteurs pour cette couche d'air pouvait peut-être se justifier, dans le passé,

---

(1) Il faut signaler également, ayant peut-être un rôle dans l'effet biologique, mais extrêmement difficiles à mettre en évidence, du fait de leur facile désintégration, les particules chargées positivement, dites « *positrons* ».

(2) Quinton estime que l'humidité de l'air apporte dans les mesures d'ionisation des perturbations de l'ordre de 1 % [287].

lors de la rœntgenthérapie dite semi-pénétrante, dans le présent également, où, en rœntgenthérapie pénétrante, des distances focales inférieures ou égales à 40 cm. sont couramment utilisées. Cette indifférence nous semble plus sujette à caution lorsque l'on atteint les 80 à 100 cm., adoptés le plus souvent en rœntgenthérapie ultra-pénétrante, à plus forte raison les 200 et 340 cm. de la télérœntgenthérapie.

Parmi les radiothérapeutes, et ils sont la majorité, qui négligent l'influence de la couche d'air filtre-corps irradié, relevons quelques opinions :

Failla [93], après avoir fait des mesures de télécuriethérapie avec les distances focales : 8, 13 et 18 cm., se contente, pour obtenir les doses à 50 cm., d'interpoler suivant la loi de l'inverse du carré de la distance.

Dans le même sens, Mallet [223] conseille, en matière de dosimétrie télérœntgenthérapique, d'appliquer cette même loi, une mesure soigneuse à 0 m. 50 de distance focale permettant de calculer la dose à 1 m. 50, « en tenant, écrit-il, l'absorption par l'air pour négligeable pour des tensions de l'ordre de 200 kV. ».

On a proposé des chiffres à l'appui de cette manière de voir : Rump [305], ayant utilisé différentes méthodes de mesures, estime la valeur du rayonnement diffusé dû à l'air *inférieure ou égale à* 1 % de l'intensité du rayonnement primaire (pour des distances focales moyennes), et il conclut d'une façon quelque peu paradoxale : « le rayonnement secondaire dans l'air peut être négligé dans les mesures dosimétriques, mais on doit en tenir compte dans la protection ».

Au contraire, Wilsey [378], faisant une revue générale de la photométrie rœntgengraphique, note justement que, dans l'utilisation de la loi de l'inverse du carré de la distance, en vue de faire varier l'intensité du faisceau rœntgen, l'absorption par l'air doit entrer en ligne de compte, « si on désire des mesures délicates ». Et il précise : une couche d'air supérieure à un mètre absorbera suffisamment de rayons X pour affecter l'exactitude des mesures photographiques.

La pratique clinique courante plaide, nous semble-t-il, en faveur du rôle joué par cette couche d'air : elle montre quotidiennement le danger, pour les plans cutanés, d'une filtration faible, 5/10 mm. de cuivre par exemple (on filtre alors, suivant l'expression du professeur Wangermez, en grande partie avec la peau) lorsqu'on emploie des distances focales de l'ordre de 40 cm. Et on sait qu'il faut pousser jusqu'à 1,5 à 2 mm. de cuivre.

Mais comment alors, d'autre part, expliquer ce fait, accepté par un grand nombre de radiologistes s'occupant de télé-rœntgenthérapie (Mallet, entre autres, [223]), qu'il n'y a guère de différence, au point de vue effets biologiques superficiels, entre une filtration de 5/10 mm. cuivre et des filtrations plus importantes (1 mm., 1 mm. 5), si on ne fait pas entrer en ligne de compte la couche d'air de 2 à 3 m. d'épaisseur.

L'expérimentation idéale consisterait évidemment à comparer deux séries parallèles de mesures faites, l'une dans les conditions ordinaires, l'autre en faisant régner le vide entre le filtre et la chambre ionométrique.

Dans l'impossibilité de réaliser un tel dispositif, nous avons procédé à une série de mesures dont voici le schéma :

Une même mesure au fantôme, soit en superficie, soit en profondeur, a été faite, d'une part avec le filtre dans sa position habituelle, à l'orifice de sortie du tube, d'autre part avec le filtre placé au voisinage le plus immédiat de la surface du fantôme.

Nous avons utilisé les constantes habituelles :

300 kV. C^{t}.
3 mA. (Tube n° 1).

La *distance focale* a été choisie égale à 100 cm., c'est-à-dire suffisamment grande pour obtenir une épaisseur importante de couche d'air, et cependant pas trop grande, pour ne pas allonger exagérément le temps de mesure.

La *filtration* a été la suivante :

1° Filtration « primaire », fixe, du tube : équivalente à 0,8 *mm. de cuivre.*

2° Filtration « secondaire », mobile :

2 mm. Cu + 1 mm. Al. + 5 mm. feutre.

C'est ce complexe, cet ensemble dont nous faisons varier la position.

La filtration primaire est donc égale aux 4/10 de la filtration secondaire en cuivre.

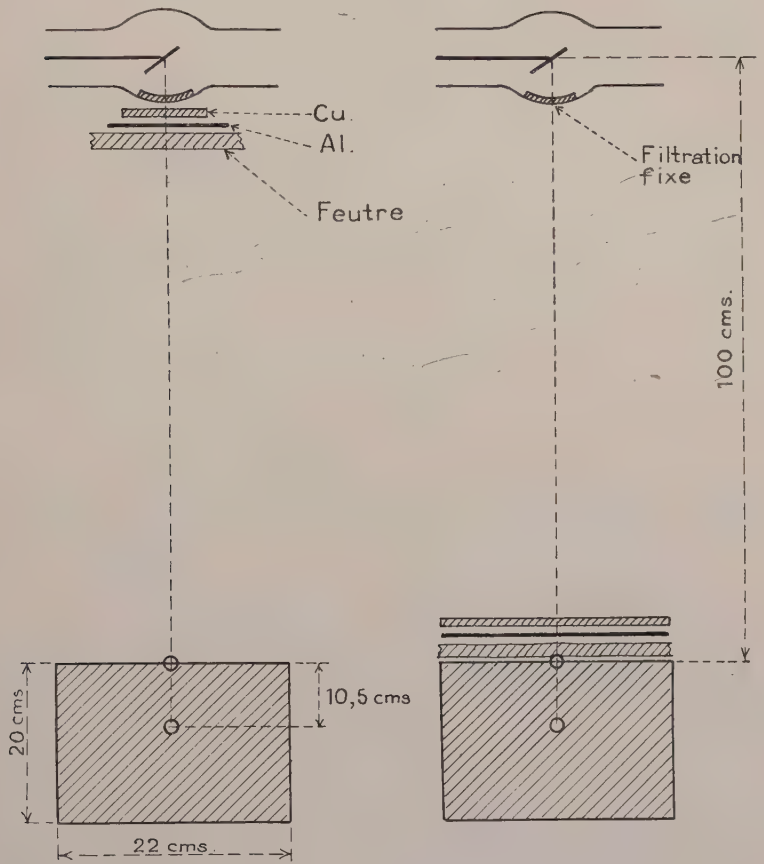

Fig. 34. — Mesure de la dose profonde en faisant varier la position du filtre.

La disposition générale était celle de la figure 34.

Pour la *grandeur de champ,* nous avons utilisé, pour ainsi dire, les deux extrêmes :

a) d'une part, pas de limitation du champ irradié au niveau du fantôme, constitué par un assemblage de plaques de pâte Colombia, ayant les dimensions suivantes :

dans le plan horizontal : 20 × 22 cm.;
hauteur : 20 cm.,

c'est ce que nous avons dénommé : « large champ »;

b) d'autre part, un champ extrêmement réduit, puisque limité aux dimensions de la chambre d'ionisation employée, ou, plus exactement, de dimensions à peine supérieures à celles de cette chambre. Pour cela, nous avons fait établir deux plaques de plomb, ayant même surface que le fantôme (20 × 22 cm.) et de 1 cm. d'épaisseur : ces plaques présentent en leur centre un orifice, calqué sur la forme de la chambre, mais de dimensions supérieures de 1 mm. dans tous les sens :

— l'une, pour la chambre du Solomon;
— l'autre, pour les chambres du Hammer et du Siemens.

Ce sont les « petits champs ».

Nous avons en effet utilisé les trois dosimètres suivants :

— ionomicromètre de Solomon;
— dosimètre de Hammer;
— dosimètre de Siemens.

Rappelons enfin l'intérêt qu'il y a à réaliser, en une séance, toute la série de mesures prévues.

Le tableau XI rend compte des résultats de nos mesures.

Tableau XI.

	Ionomètre	Niveau	Larges champs F_H (1)	Larges champs F_B (2)	Larges champs Différence en %	Petits champs F_H	Petits champs F_B	Petits champs Différence en %
Dose en r/min.	Siemens	0 cm	7,1	7,65	+ 7,7	5,7	5,25	— 8,6
		10 cm 5	4,75	4,9	+ 3,1	3	2,9	— 3,4
		$D_{10,5}$ %	66,9	64	— 4,6	52,6	55,2	+ 4,9
	Hammer	0 cm	7,1	7,9	+11,2	5,4	5,4	0
		10 cm 5	3,76	3,83	+ 1,8	1,5	1,4	— 7
		$D_{10,5}$ %	53,5	48,1	—11,2	27,8	25,9	— 7
Dose en $1/t$ sec.	Solomon	0 cm	1,22	2	+63,9	1,09	1,84	+68,8
		10 cm 5	1,08	1,87	+73,1	1,03	1,76	+70,9
		$D_{10,5}$ %	88,5	93,5	+ 9,2	94,5	95,6	+ 2,1

(1) F_H : filtre « en haut ». — (2) F_B : filtre « en bas ».

Envisageons d'abord le cas des « petits » champs et confrontons les doses en surface.

Nous constatons que lorsque l'on passe de la colonne I (filtre en haut) à la colonne II (filtre en bas), il résulte (colonne III) :

— une diminution de la dose de 8,6 % avec le Siemens;
— une dose sans changement avec le Hammer;
— une augmentation de la dose de 68,8 % avec le Solomon,

c'est-à-dire :

— le *statu quo* ou une légère diminution (moins de 10 %) avec les ionomètres de Hammer et de Siemens;
— une augmentation considérable (près des 3/4) avec l'appareil de Solomon.

Sachant ce que nous avons exposé par ailleurs sur les perméabilités relatives des chambres d'ionisation, cette divergence peut s'interpréter ainsi : étant donné l'insuffisance de

transparence aux grandes longueurs d'onde de la chambre de Solomon :

— dans le premier cas (filtre en haut), dans le faisceau rœntgen venant frapper la chambre, il existait une partie du rayonnement de longueurs d'onde suffisamment grandes pour que l'appareil de Solomon n'ait pu en rendre compte, alors que, au contraire, les chambres de Siemens et de Hammer lui étaient perméables.

— dans le second cas (filtre en bas), le faisceau X avait éprouvé une dégradation faible de son énergie, de toute façon moins importante que précédemment, la dureté générale du rayonnement avait été mieux conservée, et le Solomon accusait la dose dans sa plus grande partie.

En examinant les conditions d'expérimentation, et en particulier le fait que la fenêtre de la couche de plomb a été rigoureusement limitée aux dimensions de la chambre, il semble peu légitime (en surface, rappelons-le) de faire intervenir la diffusion de retour en surface du fantôme, dans l'explication de ces anomalies de mesures.

Au premier plan, selon nous, doit intervenir la diffusion de la couche d'air tube-ionomètre.

Remarquons que cette divergence du Solomon et du groupe Hammer-Siemens persiste avec les larges champs, mais moins tranchée.

*
* *

Enfin l'examen de la partie « larges champs » du tableau permet de dire un mot d'un point d'ordre pratique :

Pour améliorer la dose en profondeur, n'y aurait-il pas intérêt à déplacer le filtre de sa position classique, à la sortie du tube, pour le placer au voisinage plus ou moins immédiat de la surface du corps à irradier ?

Nous constatons que, si on interroge le dosimètre de Solomon, il répond par l'affirmative : on obtient ainsi un gain de plus de 9 %.

Les appareils de Siemens et de Hammer, au contraire, accusent une diminution de cette dose profonde : la position classique serait la meilleure.

En définitive, on peut se demander cependant si la position « filtre en bas » n'est pas celle qui (aussi bien avec les « larges champs » qu'avec les « petits champs ») permet d'obtenir, au niveau de la peau, le rayonnement le « plus pur », le moins dégradé par la traversée de la couche d'air, et, de ce fait, le plus intéressant, du point de vue clinique, pour une atteinte minima des plans superficiels normaux.

La simple logique est d'ailleurs en accord avec ce résultat expérimental : si l'on admet l'action de la couche d'air au point de vue absorption et diffusion, on comprend que le filtre, placé à « la sortie » de cette couche d'air, arrêtera le rayonnement diffusé dû à la dite couche.

A propos du rayonnement diffusé de surface et de sa diminution relative avec le voltage, nous écrivions en 1936, avec notre maître et ami, le professeur Wangermez : « Il est probable que la diffusion de l'air sus-jacent à la chambre d'ionisation (et sous-jacent quand le fantôme n'est pas sous cette dernière) n'est pas étrangère à cette apparente diminution » [369].

Il nous semble, d'une façon générale, qu'on a trop tendance à négliger cette couche d'air tube-utilisation. Par les quelques mesures dont nous venons d'exposer le protocole, nous avons voulu tenter de justifier l'attention qui doit être portée, selon nous, à ce facteur.

G. — *Conclusion.*

En définitive, il ne nous paraît pas — dans la limite des voltages à notre disposition (jusqu'à 400 kV. constant) — que la diminution de la longueur d'onde utilisée augmente considérablement le taux de transmission en profondeur.

La radiothérapie à voltage élevé serait surtout intéressante dans l'uniformisation de la dose profonde, pour une répartition plus homogène du rayonnement.

Faut-il rappeler quelques opinions sur ce sujet ?

Les Européens, d'une part, et mis à part certains qui, tel Rajewsky, avancent que, « théoriquement, l'avantage des hautes tensions ne laisse aucun doute » [290], montrent une défiance qu'accentue encore l'amertume du désenchantement :

« Les rayons de courte longueur d'onde n'ont pas donné tous les résultats escomptés. » (Hoffmann [156].)

« La recherche des voltages de plus en plus élevés semble, pour l'instant, avoir perdu de son intérêt. » (Mallet [221].)

Les Américains, d'autre part, vont délibérément de l'avant, poussés par un robuste optimisme, qui n'est peut-être pas étayé par des données physiques et biologiques bien certaines.

Les tubes rœntgen à voltage élevé paraîtraient donc surtout intéressants par leur rendement, en permettant des irradiations à 90 et 100 centimètres, sans allonger exagérément la durée de l'exposition.

S'il en était ainsi, ce serait donc la compétition ouverte entre les trois tendances :

a) le tube à *haut voltage* et à *intensité faible;*

b) le tube à *voltage courant* de rœntgenthérapie pénétrante (200 kV. ou au plus 300 kV.(1)), et à *forte intensité* (tube « Westinghouse » à 25 mA. [228]. Gauducheau signale avoir, en 1934, vu fonctionner à New-York des tubes 200 kV.-300 mA. [21]).

Notre maître, le professeur Réchou, fait usage depuis un an des tubes C. G. R. à 200 kV.-8 à 10 mA. (refroidissement supplémentaire par pompe à huile). Nous avons pu nous assurer que le rendement à la surface du fantôme (200 kV.; filtration,

(1) Pour que l'absorption Compton entre en jeu, il ne semble pas que l'on doive souhaiter de descendre, outre mesure, vers les basses tensions au-dessous de 200 kV,

2 mm. Cu + 1 mm. Al; distance focale, 50 cm.; dosimètre instantané de Siemens) passe de :

8,4 r/min. à 4 mA.
à 13,6 r/min. à 8 mA.

pour une dose à 10 cm. de profondeur, de 54 à 55 %;

c) la *télécuriethérapie* (par foyer unique) pour laquelle la diminution du coût du radium (1), depuis la découverte et l'exploitation des minerais nord-canadiens, permettrait, en augmentant, bien au-delà de 4 à 10 grammes, la charge de la bombe radifère, d'envisager des distances d'irradiation suffisantes.

De toute façon, il y a encore, nous semble-t-il, de beaux jours pour la radiothérapie, ce terme étant pris dans son sens le plus général.

Et l'on peut se demander, avec le jeune père de la radioactivité artificielle [175], si « les radio-éléments ne permettront demain à la Médecine de faire un pas décisif » dans le domaine de la cancérothérapie.

Les neutrons, « projectiles de choix (nous citons toujours F. Joliot [175]), car n'étant pas chargés, la barrière d'énergie potentielle (constituée par la charge positive du noyau bombardé) ne joue pas pour eux », passeront bientôt peut-être du domaine du laboratoire à celui de la biologie et de la thérapeutique.

Tout cet avenir séduisant ne rendrait d'ailleurs que plus étroite encore l'indispensable collaboration du physicien et du clinicien.

---

(1) De 50.000 dollars le gramme, le prix en est rapidement tombé à 21.000 dollars, soit sur la base du change à 21,5 (avril 1937) : 451.500 francs.

CONCLUSIONS

I. — En rœntgenthérapie de voltage élevé, il y a lieu de considérer, parallèlement à la tension maxima atteinte :

1° la forme de variation de la tension, au-dessous de cette tension maxima : l'alimentation par « tension constante » semble devoir être préférée;

2° les caractéristiques — nature et épaisseur — de la « filtration primaire » du tube rœntgen.

II. — Dans ce domaine, les méthodes de mesure photométrique et photographique ne semblent pas actuellement près de détrôner la méthode ionométrique.

Mais celle-ci n'est pas exempte de critiques. En particulier, il faut signaler la façon inexacte avec laquelle répond le dosimètre de Hammer pour des filtrations de cuivre faibles.

III. — La perméabilité des chambres ionométriques aux rayonnements de différentes longueurs d'onde peut être mesurée par la méthode photographique.

Cette étude est l'occasion d'une revue générale des facteurs d'erreur en rœntgengraphie — d'où sera déduite une technique sévère — et ensuite d'une étude sélective des films au microphotomètre enregistreur.

On peut, en « mensurant » les rœntgengrammes des chambres au microphotomètre, établir une hiérarchie entre celles-ci,

en allant du Dauvillier, le plus imparfait de ce point de vue, aux appareils de Hammer et de Strauss.

Enfin, le facteur protection de l'ionomètre est également envisagé, grâce à cette méthode.

IV. — La microdensitométrie comparative rœntgengraphique, ou, d'une façon plus générale, radiographique, méthode actuellement bien au point grâce à la précision et à la fidélité de l'appareillage employé, semble avoir un avenir particulièrement intéressant.

Elle doit être, semble-t-il, d'un gros appoint en spectrographie.

V. — L'expérimentation, en dosimétrie rœntgengraphique, doit s'appuyer sur des bases solides : constance aussi parfaite que possible de l'alimentation , « stabilité » du tube rœntgen, homogénéité du fantôme, etc.

VI. — Des résultats de mesure de la dose profonde, on peut retenir que :

1° La filtration devra être d'épaisseur suffisante pour, de qualitative, devenir quantitative (pour le cuivre : 1,5 à 2 mm.);

2° Il n'y a pas intérêt à augmenter la distance focale au-delà de 10 fois environ la profondeur à irradier (en thérapie localisée);

3° La couche d'air tube-corps irradié a son rôle à jouer dans les phénomènes d'absorption et de diffusion de surface.

VII. — En admettant qu'il est encore trop tôt pour poser des conclusions définitives, il semble cependant que l'élévation du voltage, à partir de 300 kV (tension constante), n'améliore pas d'une façon considérable le taux de transmission en profondeur.

SERMENT

En présence des Maîtres de cette Ecole, de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe; ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Reconnaissant envers mes Maîtres, je tiendrai leurs enfants et ceux de mes confrères pour des frères, et, s'ils devaient apprendre la médecine ou recourir à mes soins, je les instruirais et les soignerais sans salaire ni engagement.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'li me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes; si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.

Vu : *Le Doyen,*
PIERRE MAURIAC.

Vu, bon a imprimer :
Le Président,
G. RÉCHOU.

Vu et permis d'imprimer :

Bordeaux, le 19 juillet 1937.

Le Recteur de l'Académie,
A. TERRACHER.

BIBLIOGRAPHIE [1]

1. Alexander (O. M.). — The merits and demerits of intensifying screens and the Potter-Bucky diaphragm in radiography. *Radiography,* nov. 1936, **2,** 163-171.
2. Alfter (J.) und Oosterkamp (W. J.). — Ein Vorschlag für den Begriff Filmgüte bzw. Gütefaktor des Aufnahmematerials. *Fortsch. a. d. Geb. d. Röntgen.,* Juni 1937, **55,** 609-612.
3. Allibone (T. E.) and Bancroft (F. E.). — A new continuously evacuated X-ray tube for deep therapy. *Brit. J. of Radiology,* Febr. 1934, **7,** 65-82.
4. Aretz (H.). — Erfahrungen mit dem neuen Siemens-Momentan-Dosismesser. *Strahlentherapie,* Juli 1935, **53,** 536-542.
5. Auriac (J.). — Etude de quelques films radiographiques au microphotomètre enregistreur. Comm. à la Soc. d'électro-rad. du S.-O., 26 janv. 1936; in *Bull. et mém. Soc. de radiol. méd. de France,* mai 1936, 478-481.
6. Azkovsky (J.) und Juris (K.). — Versuch einer zahlenmässigen Erfassung der Kontraste im Röntgenbild. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1934, **50,** 509-516.
7. Bacqué (A.). — Recherches sur la filtration en radiothérapie profonde. Thèse de doctorat en médecine, Toulouse, 1935.
8. Bacqué, Bugnard et Marques. — Homogénéisation et longueur d'onde moyenne en radiothérapie profonde. *Journ. de radiol.,* juin 1935, 286.
9. Bagg (H. J.) and Halter (C. R.). — The relative effects produced by 200 kV. rœntgen rays, 700 kV. rœntgen rays, and gamma rays. — IV. Comparisons blased on biological changes produced in mammalian tissues with 200 kV. rœntgen rays and gamma rays. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* March 1933, **29,** 334-342.

(1) Il paraît difficile de prétendre à une bibliographie complète sur ces deux sujets :

La rœntgenthérapie à voltage élevé;

La photométrie rœntgengraphique.

En particulier, pour les publications sur la dosimétrie rœntgenthérapique, antérieures à 1929, nous renvoyons à la thèse du professeur Wangermez [360].

10. Banner (E. H. W.). — High-voltage generators for X-ray apparatus. *Brit. J. of Radiology,* June 1933, 360-377.
11. Behnken (H.). — Uber Röntgenstrahlen höchster Durchdringungsfähigkeit. *Strahlentherapie,* 1932, **44,** 489-504.
12. — Sur la précision de l'étalonnage des dosimètres pour rayons X. *Physik. Z.,* 1936, **37,** 878-881.
13. Behnken (H.) und Jaeger (R.). — Die Reproduzierbarkeit der Röntgendosiseinheit. *Strahlentherapie,* 1930, **36,** 778-785.
14. Behnken (H.), Kake, Solomon (I.) et Taylor (L. S.). — Conventions entre les laboratoires nationaux concernant l'étalonnage des ionomètres. *Journ. de radiol.,* juill. 1934.
15. Bell (G. E.). — The photographic action of X-rays. *Brit. J. of Radiology,* sept. 1936, **9,** 578-605.
16. — Spectral distribution in the continuous X-ray spectrum and the specification of X-ray quality. *Brit. J. of Radiology,* oct. 1936, **9,** 680-688.
17. — The photographic action of radium gamma rays. *Brit. J. of Radiology,* oct. 1936, **9,** 688-692.
18. Belot (J.). — Ampoule Coolidge fonctionnant à 400.000 volts sous tension constante (Etablissements Gaiffe-Gallot et Pilon). *Bull. et mém. Soc. de radiol. méd. de France,* 1930, **18,** 267-270.
19. — Au sujet de « Technique de télérœntgenthérapie ». Soc. de rad. méd. de France, 4 avril 1933.
20. — Installation de radiothérapie à 600 kV. avec tube sur pompe de la C. G. R. *Bull. et mém. Soc. de rad. méd. de France,* mai 1937, 346-353.
21. Belot (J.) et de Vulpian. — Considérations sur la radiotérapie profonde. Etude de la répartition du rayonnement. *Bull. et mém. Soc. de rad. méd. de France,* avril 1935, **218,** 266-272.
22. Berry (P.). — Microphotomètre enregistreur. Etude des spectres Raman de l'ammoniaque. Diplôme d'études supérieures de Sciences physiques, Bordeaux, janv. 1936.
23. Binks (W.). — A nomogram for te determination of half-value layers. *Brit. J. of Radiology,* nov. 1936, **9.** 743-749.
24. Bishop (F. W.) and Warren (S. L.). — A comparison of the efficiency of valve tube and mechanically rectified rœntgenographic machines. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1929, **21,** 229-240.
25. Boutry (G.-A.). — Mesure de densités photographiques par la méthode photoélectrique. *Publications scientifiques et techniques du Ministère de l'Air,* Gauthier-Villars, Paris, 1934.
26. Bouwers (A.). — *Zeits. f. Phys.,* 1923, **14,** 374.
27. — Mesures de l'intensité des rayons X. *Acta radiol.,* 1925, 368-377.
28. — The focussing of narrow electrons-beams in vacuo. *Physica,* 1935, **2,** 145.
29. — *Brit. J. of Radiology,* 1935, **8,** 341.
29 *bis.* — Les radiographies instantanées. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du cancer,* mars-avril 1937, **625,** 89-93.

30. Bouwers (A.) et Diepenhorst (P.). — De l'intensité des rayons rœntgen considérée comme une fonction de l'angle de dispersion à partir de la surface anodique. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1928, 894-898.

31. Bouwers (A.) and Van der Tuuk (J. H.). — A new X-ray tube for 700 kV. and some measurements of penetrating radiation. *Brit. J. of Radiology,* July 1936, **9,** 431-441.

32. Brasch (A.). — Die Erzeugung sehr durchdringender Röntgen und Kathodenstrahlen. *Strahlentherapie,* 1932, **44,** 505-520.

33. Braun (R.) und Küstner (H.). — Zur Physik der Fingerhutkammer-III. Die Genauigkeit der Absolutbestimmung der Röntgeneinheit mit Fingerhutkammer und Fasskammer. *Strahlentherapie,* 1929, **33,** 273-295.

34. Brindley and Spiers. — *Phil. Mag.,* 1933, **16,** 686.

35. Brose (H. L.) and Molesworth (E. H.). — Photographic method of comparing the intensities of X-rays. *Brit. J. of Radiology,* January 1937, **10,** 55-59.

36. — The comparison of X-ray intensities by means of time measurements. *Brit. J. of Radiology,* May 1937, **10,** 427-429.

36 *bis.* — The absorption of X-rays by the skin. *Brit. J. of Radiology,* July 1937, **10,** 567-570.

37. Burby (J. J.) and Barry (M. W.). — Comparative measurements of the quality of rœntgen rays. *Radiology,* 1929, **12,** 275-282.

38. Buse. — *Physica,* 1922, **2,** 64.

39. Busse. — *Zeits. f. Phys.,* 1921, **22,** 345.

40. Capstaff (J. G.) and Purdy (R. A.). — A compact motion picture densitometer. *J. Soc. Motion Picture Engineers,* 1927, **11,** 607-612.

41 Cassen (B.) and Corrigan (K. E.). — An improved high voltage rœntgen-ray tube. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* June 1936, **35,** 818-820.

42. Chantraine (H.). — Uber die Unschärfe des Verstärkunsschirmes. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1933, **48,** 613-620.

43. — Wann ist eine Empfindlichkeitssteigerung des Films ein Fortschritt? *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1934, **50,** 376-383.

44. Clark (W.). — Standard development. *Photographic J.,* 1925, **49,** 76-89.

45. Cole (K. S.). — Direct computation of depth intensity. *Radiology,* February 1932, **2,** 302-304.

46. Coliez. — La mesure des appareils de radium en pratique courante. IV[e] Congrès de radiologie.

47. — Technique de télécuriethérapie. Rapport au LI[e] Congrès de l'A. F. A. S., Constantine, avril 1927.

48. Compton (A. H.). — The scattering of X-rays. *Radiology,* 1924, **3,** 479-485.

49. Compton, Bennet and Stearns. — Ionization by penetrating radiations as a function of pressure and temperature. *Phys. rev.,* 1932, **39,** 873-883.

50. Coolidge (W. D.). — The production of high voltage cathode rays outside of the generating tube. *J. Franklin Inst.*, 1926, **19**, 313-321.
51. — Cathode-ray and rœntgen-ray work in progress. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy*, 1928, **19**, 313-321.
52. — The development of modern rœntgen-ray generating apparatus. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy*, 1930, **24**, 605-620.
53. Coolidge (W. D.), Dempster (L. E.) and Tanis (H. E.). — High voltage cathode ray and X-ray tubes and their operation. *Physics*, 1931, **1**, 230-244.
54. — A high voltage induction coil and cascade tube rœntgen-ray outfit. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy*, 1932, **27**, 405-414.
55. Coolidge (W. D.) and Kearsley (W. K.). — High voltage X-ray work. *Am. J. Rœntgenol.*, 1922, **9**, 77-101.
56. Corrigan (K. E.). — Comparison of the Effect of various filters in the 500 kV. range. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy*, April 1937, **37**, 520-528.
57. Cottenot, Cabesas et Massiot. — De l'influence des différents facteurs physiques en « téléroentgenthérapie ». *Arch. d'élec. méd. et de phys. du Cancer*, août-sept., 1935, 336-340.
58. Cottenot (P.) et Cherigié (E.). — La téléroentgenthérapie des cancers. *Paris médical*, mars 1937, **27**, 262-267.
59. Cottenot et Sluys. — La rœntgenthérapie totale. Rapport au IIe Congrès des médecins électro-radiologistes de langue française, Bruxelles, 1935.
60. Coutard (H.). — Principles of X-ray therapy of malignant diseases. *Lancet*, 1934, **2**, 1-8.
61. Crane (R.) and Lauritsen (Ch. C.). — A high potential porcelain X-ray tube. *Rev. of Scientific Instruments*, 1933, **4**, 118-122.
62. Curie (I.) et Joliot (F.). — Phénomène de protection de noyaux légers par un rayonnement très pénétrant. Hypothèse du neutron. Soc. franç. de physique, séance du 15 avril 1932.
63. — Preuves expérimentales de l'existence du neutron. *Journ. de phys.*, 1933.
64. Dauvillier (A.) et Ledoux-Lebard (R.). — La physique des rayons X. Gauthier-Villars, édit.
65. Déjardin (G.). — Propriété des cathodes photo-électriques. *Rev. génér. de l'électr.*, 1933, **34**, 515.
66. Demetrovic (B.) und Alberti (W.). — Uber den Einfluss der Fokusstruktur auf die Glanzund Dunkelstreifen in Röntgenaufnahmen. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen*, 1934, **50**, 597-605.
67. Den Hoed et Stoel. — *Acta Radiol.*, 1929, **10**, 442.
68. Denier (A.). — Quelques indications de la téléroentgenthérapie totale. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer*, août-sept. 1935, 347-348.
69. — L'électro-radiologie en U. R. S. S. en 1936. Communication au IIIe Congrès des médecins électro-radiologistes de langue fran-

çaise, Paris, oct. 1936; in *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer,* oct. 1936, **620**, 370-378.

70. Dershem (E.). — A direct comparison of photographic and ionization methods of measuring X-ray intensities. *Phys. Rev.,* 1932, **42**, 908-909.
71. Destriau (G.) et Mathey-Cornat (R.). — Les conditions optima de filtration et la qualité du rayonnement diffusé en rœntgenthérapie. *Bull. et mém. Soc. radiol. méd. de France,* mai 1936, **229**, 492-494, et *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer,* mai 1936, **616**, 145-156.
72. — Les conditions optima de filtration pour des tensions constantes de 250.000 à 320.000 volts. *Bull. et mém. Soc. radiol. méd. de France,* avril 1937, **238**, 297-299.
73. Dobson, Harrison and Griffith. — Photographic Photometry, Oxford, 1926.
74. Dorgelo. — Die photographische Spektralphotometrie. *Phys. Zeits.,* 1925, **26**, 756.
75. Duane (W.). — Rœntgen rays of short wave-lengths and their measurement. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1922, **9**, 167-171.
76. Duffy (J. J.), Mc Nattin (R. F.), Copeland (M. M.) and Quimby (E. H.). — The relative effects produced by 200 kV. rœntgen rays, 700 kV. rœntgen rays, and gamma rays. — V. Comparison based on the production of erythema in human skin. *Am. J. of. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* march 1933, **29**, 343-345.
77. Du Mond (J. W. M.) and Hoyt (A.). — Present status of the problem of measurement of X-ray intensity and quality. *Radiology,* april 1932, **4**, 787-791.
78. Dunoyer (L.). — La cellule photo-électrique et ses applications. *Conférences d'actualités scientifiques et industrielles,* Hermann, Paris, 1930.
79. Eddy (C. E.). — The measurement of X-ray dosage. *Journ. of the Cancer Research committee of the University of Sydney,* nov. 1935, **7**, 61-68.
80. — The experimental realisation of the röntgen. *Brit. J. of Radiology,* May 1937, **10**, 408-426.
81. Eggert (J.). — Introduction à la photographie radiologique.
82. — Application de la théorie physique des rayons X à la photographie radiologique. *Cahiers de radiologie,* 1933-1934, **77**, 121, 166.
83. Eggert (J.) et Arens. — *C. R. du VII^e Congrès intern. de photogr.,* 1928, 128.
84. Eggert (J.), Franke (H.) und Luft (F.). — Vereinheitlichung der Nomenklatur in der röntgenphotographischen Aufnahmetechnik. *Forts. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* Juli 1935, 82-87.
85. Endtz (A. W.). — Een Methode om in vivo het kalkgehalte van het Beenstelsel te Bepalen. *N. V. Bock-en Steendrukherij Eduard Ijdo,* Leiden, Holland.

86. Fabry (Ch.) et Buisson. — Les lois du noircissement photographique. *Revue d'optique,* 1924, **3,** 1.

87. Failla (G.). — Un nouvel instrument pour mesurer les rayons X. *Radiology,* 1930, 437.

88. — Comparison of 700.000 volts X-rays and gamma rays. *Physical Review,* Jan. 1932, **39,** 176, and *Brit. J. of Radiology,* 1932, **5,** 233.

89. — The relative effects produced by 200 kV. rœntgen rays, 700 kV. rœntgen rays, and gamma rays. — VII. Correlation of experimental results. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* march 1933, **29,** 352-367.

90. — Some physical characteristics of 400 kV. rœntgen rays. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* märz 1936, 596-601.

91. Failla (G.) and Henshaw (P. S.). — The relative biological effectiveness of X-rays and gamma rays. *Radiology,* 1931, **17,** 1-43.

92. Failla (G.) and Quimby (E. H.). — The economics of dosimetry in radiotherapy. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* December 1923, **10,** 944-967.

93. Failla (G.), Quimby (E. H.), Marinelli (L. D.) and Rose (J. E.). — The relative effects produced by 200 kV. rœntgen rays, 700 kV. rœntgen rays, and gamma rays. — I. The distribution of radiation in a whater phantom. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* march 1933, **29,** 293-307.

94. Ferguson (R. S.). — Treatment of cancer of the bladder by divided doses of rœntgen-rays at long distances. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* July 1936, **36,** 72-78.

95. Franke (H.). — II[e] Réunion amicale internationale pour l'étude de la radiographie pulmonaire, Strasbourg, 15 nov. 1936.

96. Glasser (O.). — The physical foundation of Grenz-ray therapy. *Radiology,* April 1932, **4,** 713-726.

97. — Science of Radiology. Ch. C. Thomas, Springfield, Illinois, 1933.

98. — Die kleine Ionisationskammer. *Strahlentherapie,* 1935, **52,** 137-142.

99. Glasser (O.) et Beasley (L. E.). — La dosimétrie des rayons de Bucky par photométrie. *Strahlentherapie,* 1928, **28,** 611-614.

100. Glasser (O.) und Meyer (W. H.). — Erythemdosen in Röntgeneinheiten. *Strahlentherapie,* 1927, **24,** 710-714.

101. Glasser (O.) and Portmann (U. V.). — The standardization of the rœntgen-ray dose. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1928, **20,** 505-513.

102. Glasser (O.), Portmann (U. V.) and Seitz (V. B.). — The condenser dosimeter and its use in measuring radiation over a wide range of wave lengths. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1928, **20,** 505-513.

103. Glasser (O.) and Rovner (L. E.). — Comparison of photographic and ionization measures of radiation quality. *Radiology,* march 1934, **22,** 309-317.

104. — Dosimetry in radiation therapy. — I. Gamma-ray measurements in rœntgens. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* July 1936, **36,** 94-104.

105. Glocker (R.). — *Ztschr. Physik. :* 1927, **43,** 827; 1928, **46,** 761.

106. — The concept of dosage and the definition of the r-unit (rœntgen unit) (Translation by Clark). *Radiology,* January 1932, **1,** 93-98.

107. — Les bases physiques de la radio-biologie. *Strahlentherapie,* 1933, 1614.

108. — L'action des rayons de Rœntgen de différentes longueurs d'onde sur les objets biologiques. *Strahlentherapie,* 1934, 251.

109. — Schnelle Elektronenstrahlen und ihre Bedeutung für die Strahlentherapie. *Strahlentherapie,* Juli 1935.

110. Glocker (R.) Cangendorff et Reuss. — L'action des rayons de Rœntgen de différentes longueurs d'onde sur les objets biologiques. *Strahlentherapie,* 1935, 517-528.

111. Glocker (R.), Hayer (E) und Jüngling (O.). — Ueber die biologische Wirkung verschiedener R-Einheiten. *Strahlentherapie,* 1929, **32,** 1-38.

112. Glocker (R.) und Kaup. — Ueber eine kleine wellenlängenunabhängige Ionisationskammer und die Messung der Rückstrennung im Wasserphantom. *Strahlentherapie,* 1927, **24,** 521.

113. Glocker (R.) et Traub (W.). — La loi du noircissement photographique par rayons rœntgen. *Phys. Zeit.,* 1921, **22,** 345-353.

114. Görl et Voigt (L.). — La dose érythème des rayons Bucky. *Röntgenpraxis;* 1° **2,** 264-270; 2° **2,** 567.

115. Greee (L.) und Nitzge (K.). — Tabellen zur Dosierung der Röntgenstrahlen. *Sonderbände zur Strahlentherapie,* Bände XIV. Urban und Schwarzenberg, Berlin, Wien, 1930.

116. Gross (M. J.). — Transient K. V. P. and r output from an air-cooled therapy tube. *Radiology,* 1933, **20,** 14-17.

117. — Characteristics of rœntgen-ray equipment at voltages in excess of 200.000. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* October 1936, **36,** 524-530.

118. Grossmann (G.). — Advances in X-ray engineering with special reference to high potentials. *Brit. J. Radiology,* 1932, **5,** 252-267.

119. Grunberg (M.) und Johner (W.). — Ueber das Aluminiumzusatzfilter in der Röntgentherapie. *Strahlentherapie,* Juli 1935, **53,** 528-535.

120. Guében (G.). — *Acta Radiol.,* 1930, **11,** 237.

121. Guében (G.) et Dumont (P.). — Sur la dosimétrie en radiumthérapie. *Journ. de rad.,* nov. 1934, 568-574.

122. — Contribution à l'étude de la dose additionnelle de diffusion. *Acta Radiol.,* 1936, **17,** 345-358.

123. Guilbert (Ch.). — La dose profonde en radiothérapie. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer,* 1934, 209-218.

124. Gunsett. — Appareil de télécuriethérapie, modèle de Strasbourg. *Arch. du Centre anticancéreux de Strasbourg.*

125. — Essais de rœntgenthérapie à 520 kV. Rapport au IIIe Congrès des médecins électro-radiologistes de langue française. Paris, oct. 1936; in *Arc. d'électr. méd. et de phys. du Cancer,* juill. 1936.

126. Gunsett et Churucca. — L'unité r dans la pratique de la curiethérapie. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer,* mars-avril 1936, 122-141.

127. Gunsett et Meyer. — La méthode du fractionnement de la dose dans la rœntgenthérapie des cancers. Contribution à la question de l'influence de la durée des séances. *Rivista di radiologia e fisica medica,* anno III, 1931, **5,** 712-714.

128. — L'ionomètre de Hammer et le rapport entre l'unité R Solomon et l'unité r internationale. *Journ. de rad.,* févr. 1932, 53.

129. Gunsett et Nourettine. — Etudes ionométriques sur la dose additionnelle de diffusion. *Journ. de rad.,* oct. 1930, **10.**

130. Halluin (M. D'). — La supériorité de principe des radiations de courte longueur d'onde dans le traitement du cancer. *Journ. des sc. méd. de Lille,* 13 déc. 1936.

131. Hamann (A.). — Praktische Erfahrungen in der Radiumdosierung. II-Teil : Erfahrungen mit der photometrischen Dosierung in der Radiumpraxis. *Strahlentherapie,* august 1935, **53,** 552-573.

132. Harrison (G. R.). — Instruments and methods used for measuring spectral light intensites by photography. *J. Opt. Soc. Am.,* 1929, **19,** 267-316.

133. — Photographic photometry. *J. Opt. Soc. Am.,* 1934, **24,** 59-72.

134. — Hasché (E.). — Ueber eine Strahlenschutz und Justieranordnung für Messungen von Röntgenstrahlen in absolutem Masz. *Strahlentherapie,* januar 1937, **58,** 170-173.

135. Hase (H.). — Der Panzerdosismesser, ein Instrument zur Dosierung aller Therapiestrahlungen. *Strahlentherapie,* Januar 1937, **58,** 161-169.

136. Henderson (J. E.), Goss (W. H.) and Rose (J. E.). — Use of the rotary voltmeter for measurements up to 830 kilovolts. *Rev. Scientific Instruments,* 1935, **6,** 63-65.

137. Henny (G. C.). — An instrument for measuring the density of rœntgen films. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* April 1934, **31,** 550-554.

138. Henshaw (P. S.) and Francis (D. S.). — The influence of wave length on depth dose as measured by physical and biological means. *Radiology,* sept. 1936, **27,** 293.

139. Henshaw (P. S.), Henshaw (C. T.) and Francis (D. S.). — The relative effects produced by 200 kV. rœntgen rays, 700 kV. rœntgen rays, and gamma rays. — III. Comparison based on effects on Drosophila eggs and on wheat seedlings. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* March 1933, **29,** 326-333.

140. Herrmann (H) und Jaeger (R.). — *Forts. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* juli 1930, **42,** 115-120.

141. — Uber eine Röntgenapparatus für ca. 400 kV. Röhrenspannung. *Forstchr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1930, **41,** 426-430.

142. — Measurements on extremely hard rœntgen rays. *Radiology,* 1931, **17,** 714-722.
143. — *Strahlentherapie,* 1931, **41,** 321.
144. — Strahlenschutz bei extrem harten Rœntgenstrahlen unter Berückachtung der Stranstrahlung. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* **46,** 24 (Kongressbericht).
145. — Ueber Absorptionkurven von Sekundärelektronen harter Röntgenstrahlen (Kongressheft, August 1933, Bremen). *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1933, **48,** 59-62.
146. Herz (R.). — Die Anwendung von Photoelementen in der Röntgentechnik. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* Dezember 1936, **54,** 616-627.
147. Hess. — Les doses nécessaires pour obtenir le même érythème avec des radiations de qualité différente. *Strahlentherapie,* 1927, 146.
148. Hodge (H. C.), Bale (W. F.), Warren (S. L.) and Van Huysen (G.). — Factors influencing the quantitative measurements of the rœntgen-ray absorption of tooth slabs. — IV. Absorption of coefficient factors. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1935, **34,** 817-838.
149. Hodge (H. C.), Van Huysen (G.) and Warren (S. L.). — Factors influencing the quantitative measurements of the rœntgen-ray absorption of tooth slabs. — VIII. Emulsion factors. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* April 1937, **37,** 528-542.
150. Hodge (H. C.), Van Huysen (G.), Wilsey (R. B.) and Warren (S. L.). — Factors influencing the quantitative measurement of the rœntgen-ray absorption of tooth slabs. — VI. Miscellaneous film factors. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* October 1936, **36,** 531-549.
151. Hodge (H. C.) and Warren (S. L.). — Factors influencing the quantitative measurement of the rœntgen-ray absorption of toot slabs. — V. Theory of the step tablet. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* Sept. 1936, **36,** 391-407.
152. Hodge (H. C.), Wilsey (R. B.), Van Huysen (G.) and Warren (S. L.). — Factors influencing the quantitative measurement of the rœntgen-ray absorption of tooth slabs. — VII. Sensitometric factors. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* March 1937, 385-403.
153. Hodges, Brunschwig et Perry. — De l'influence de la longueur d'onde du rayonnement X au point de vue de la tolérance de la peau. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* août 1935, 234.
154. Hodgson (M. B.). — The sensitometry of rœntgenographic materials. *Am. J. Rœntgenol.,* 1917, **4,** 610-618.
155. Hoffmann. — Qualité du rayonnement et action biologique. *Strahlentherapie,* 1932, 140.
156. — Les horizons de la radiothérapie. *Radiology,* Sept. 1932.
157. Holfelder. — Ist von einer Steigerung der Strahlenstärke über 200 kV. hinaus in Bezug auf die biologische Wirkung der Rœntgen-

strahlung oder in Bezug auf die Tiefenwirkung der Röntgenstrahlen noch irgend ein Fortschrit zu erwarten? *Rœntgenpraxis,* 1935, **7**, 614.

158. Hollander and Sapper. — *Dent. Cosmos.,* 1935, **77**, 1187.
159. Holthusen (H.). — *Strahlentherapie,* 1927, **26**, 472.
160. — Recherches comparatives sur l'action des rayons X et gamme. *Strahlentherapie,* 1933, 273.
161. — L'état actuel de la radiothérapie des tumeurs malignes. *Fortschr. a. d. Geb. d. Rœntgenstrahlen,* Bd. 48, Beiheft (Kongressheft, August 1933, Bremen).
162. Holthusen (H.) und Gollwitzer (H.). — Die Qualitätsmessung der Röntgenstrahlen in der Tiefentherapie. *Strahlentherapie,* 1927, **26**, 101-119.
163. Holthusen (H.) et Hamann (A.). — La dosimétrie du radium avec la méthode photométrique. *Strahlentherapie,* 1932, 667-684.
164. Howe (H. E.). — On a modification of the Hilger sector photometer method for measuring ultra-violet absorption. *Phys. Rev.,* 1916, **8**, 674-688.
165. Hulubei (H.). — Mise en évidence de la diffusion Compton multiple. *C. R. Acad. des sc.,* 1932, **195**, 1249.
166. Imbert (R.). — Théorie et pratique de la téléradiothérapie. Soc. de rad. méd. de France, 27 nov. 1932.
167. Jaeckel. — Sur la mesure photographique de l'intensité des rayons de Rœntgen et son utilisation pour le dosage. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* mars 1924.
168. — *Fortschr. a. d. Ged. d. Röntgenstrahlen,* Juli 1924.
169. Jaeger (R.). — Une chambre universelle pour le dosage des rayons X. *Physikalische Zeitschrift,* **35**, 184.
170. — Le dosage des rayons X très pénétrants. *Physikalische Zeitschrift,* 1934, **35**, 841-844.
171. Jarre (G.). — Les cellules photo-électriques L. M. T. Jarre (Jacquin, succr), rue Pierre-Curie, Paris.
172. Jausseran (C.). — Recherches sur l'évolution de l'image latente photographique. Thèse de doctorat ès sciences physiques, Faculté de Paris, Masson, Paris, 1935.
173. Johner (W. R.). — Ueber eine allgemeinere Definition der Röntgenstrahlendosis. *Strahlentherapie,* 1935, **53**, 119-124.
174. Joliot (F.). — *C. R. Acad. des sc.,* séance du 4 nov. 1935.
175. — La radio-activité artificielle. Conférence à l'Ecole normale supérieure d'enseignement primaire de Saint-Cloud, 23 avril 1937. *Bull. de Saint-Cloud,* avril-juillet 1937.
176. Joly (M.). — Théorie personnelle de l'action des radiations de courte longueur d'onde sur les cellules vivantes. Soc. de rad. méd. de France, 14 févr. 1933.
177. Jones (L. A.). — Photographic sensitometry. Edstman Kodak Company.
178. — An instrument (densitometer) for the measurement of high photographic densities. *J. Opt. Soc. Am.,* 1923, **7**, 231-242.

179. — *J. Soc. Motion Picture Engineers :* 1931, 491-535 and 695-742; 1932, 54-89 and 324-355.

180. Jones (L. A.) and Hall (B. C.). — On the relation between time and intensity in photographic exposure. *Proc. 7th Internat. Cong. Photographers,* London, July 1928, 115-129.

181. Jougla (V.). — Comment les rayons X révèlent et contrôlent la structure de la matière. *La Science et la Vie,* mai 1937, 358.

182. Jovin. — Rôle et importance du filtre dans la méthode de Coutard. IVe Congrès internat. de radiol., Zurich, 1934.

183. — Le but et la signification de la filtration dans la méthode de Coutard. *Strahlentherapie,* 1935, 344.

184. Juris (K.). — Die Bedeutung des Schleiers für die Bildqualität. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1934, **49,** 523-528.

185. — Die Prüfung aufeinanderfolgender Röntgenfilm-Emulsionen gleicher Herkunft auf Konstanz ihrer wichtigsten Eigenschaften. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1934, **50,** 94-99.

186. — Ueber den Durchhang von Röntgenfilm-Emulsionen. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* April 1937, **55,** 398-402.

187. Kastler (A.). — Recherches sur la fluorescence visible de la vapeur de mercure. Thèse de doctorat ès sciences physiques, Masson, Paris, 1935.

188. Kaye (G. W. C.) and Bell (G. E.). — A portable direct-reading X-ray dosage rate meter. *Brit. J. of Radiology,* 1935, **8,** 467.

189. — Das Güteverhältnis von Röntgenapparaten Verschiedener Typen. *Forschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1936, **53,** 804-811.

190. Kaye (G. W. C.) and Binks (W.). — An international comparison of the röntgen. The unit of quantity of X rays. *Brit. J. of Radiology,* April 1933, **6,** 195-206.

191. — The experimental realization of the röntgen. *Brit. J. of Radiology,* Sept. 1933, **6,** 530-556.

192. Kendrick (W. S.). — Personal communications. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* December 1934, 809.

193. Ketelaar, Piccard et Stahel. — Coefficients d'absorption des rayons gamma du radium C'. *Journ. de phys. et le rad.,* août 1934.

194. Klein (H.). — A lead sector-disk for expressing density of bone and tooth structure in terms of percentage transmission of X-rays. *J. Dent. Research,* 1930, **10,** 239-245.

195. Klug (H.). — Vergleichende Untersuchung der gebraüchlichen Durchleuchtungsschirme und Verstärkungsfolien. — II. Teil : Verstärkungsfolien. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* Februar 1937, **55,** 197-206.

196. Lacassagne. — Congrès intern. de radiologie, Zurich, 1934.

197. Lamarque (P.). — Les bases physiques de la radiothérapie profonde. Thèse de doctorat en médecine, Bordeaux, 1923.

198. — La filtration en rœntgenthérapie. Etude physique. Rapport au Congrès de l'A. F. A. S., Constantine, avril 1927.

199. Lambert (P.) et Chalonge (D.). — Microphotomètre enregistreur à

cellule photo-électrique (construit par Ed. Bouty). *Revue d'Optique théorique et instrumentale,* 1926, **5,** 404-420.

200. Latarjet (R.). — Le dosage des rayonnements ultra-violets utilisés en thérapeutique. Thèse doctorat ès sciences physiques, Bosc, Lyon, 1937.

201. Lauritsen (Ch. C.). — Spectrum of the radiation from a high potential X-ray tube. *Physical Review,* 1930, **36,** 1680-1684, and *Radiology,* 1931, **17,** 131-135.

202. — Energy considerations in high voltage therapy. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1933, **30,** 380-387.

203. — Energy considerations in medium and high voltage therapy. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1933, **30,** 529-532.

204. — Sur les rapports entre le « rœntgen » et la dose érythème. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* févr. 1935, **33,** 235.

205. Lauritsen (Ch. C.) and Bennett (R. D.). — A new high potential X-ray tube. *Physical Review,* 1928, **32,** 850-857.

206. Lauritsen (Ch. C.) and Cassen (B.). — High potential X-ray tube. *Physical Review,* 1930, **36,** 988-992.

207. Lawrence (E. V.) and Livingston (M. S.). — Production of high speed light ions without the use of high voltages. *Physical Review,* 1932, **40,** 19-35.

208. Lehner (J.). — Die Herstellung eines einfachen lichtelektrischen Mikrophotometers. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1934, **50,** 170-174.

209. Leucutia (T.) — Comparative clinical value of supervoltage rœntgentherapy. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* Sept. 1936, **36,** 350-365.

210. Leucutia (T.) and Corrigan (K. E.). — The problems of protection and their solution in short wave rœntgentherapy. *Radiology,* March 1934, **22,** 350-358.

211. — The present status of rœntgen therapy with voltages above 200 kV. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* May 1934, **31,** 628-662.

212. — The problem of uniform distribution of the radiation field in superhigh voltage rœntgen therapy with tubes operating on a continuous pump. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1935, **34,** 664-677.

213. Lorimy (M.). — A propos d'un générateur à 400.000 volts. *Bull. et mém. Soc. de radiol. méd. de France,* 1931, **19,** 199-203.

214. Luft (F.). — Experimentelle Beiträge zur Detailerkennbarkeit und Detaildarstellbarkeit bei verschiedener Aufnahmetechnik. *Fortschr. a. d. Ged. d. Röntgenstrahlen,* April 1935, 412-417.

215. — Das Scheinerrad in der Röntgensensitometrie. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* Juni 1935, **51,** 609-624.

216. Mc Nattin (R. F.). — The relative effects produced by 200 kv. rœntgen rays, 700 kv. rœntgen rays, and gamma rays. — VI. Comparison based on clinical observations. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* March 1933, **29,** 346-351.

217. Mallet (L.). — Principes généraux d'irradiation et de posologie curiethérapique transcutanée. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du cancer,* Sept. 1926, 305-325.

218. Mallet (L.). — Sur une nouvelle propriété des rayons gamma. Production dans les milieux organiques d'une luminescence visible et ultra-violette. *Arch. d'électr. méd. et phys. du Cancer,* juill. 1928, 285-290.

219. — Le rayonnement ultra-violet des milieux aqueux et organiques soumis aux rayons gamma. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer,* févr. 1929, **544,** 77-78.

220. — Le problème de l'unification du dosage en rœntgenthérapie et curiethérapie. Rapport au Congrès international de radiologie, Zurich, 1934. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer,* juill. 1934, 247-257.

221. — Téléröntgenthérapie. Etude des champs d'irradiation par une méthode photométrique. *Bull. et mém. de la Soc. de rad. méd. de France,* janv. 1935, 39-50.

222. — Radiophotomètre pour la mesure du rayonnement X. *Bull. et mém. Soc. de rad. méd. de France,* 12 févr. 1935.

223. — Téléröntgenthérapie des cancers. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer,* oct. 1936, **620,** 337-352.

224. Mallet (L.) et Bouchard. — Etude comparée de l'action des rayons X et gamma sur la cellule vivante. *Journ. de radiol.,* avril 1935, 155.

225. Marchal (G.) et Mallet (L.). — La téléröntgenthérapie totale dans les maladies du sang et des organes hématopoïétiques. Rapport Congrès Association française pour l'avancement des Sciences, Nantes, juill. 1935. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer,* juin 1935, 209-246, et *Journ. belge de radiol.,* juill.-août 1935, 137.

226. Martin (L. H.), Bower (J. C.) and Laby (T. H.). — Ionization in gases by X-rays as shown by expansion chamber observations. *Journ. of the Cancer Research Committee of the University of Sydney,* February 1935, **6,** 131-143.

227. Massiot (J.). — Quelques considérations sur la dosimétrie des rayons X (d'après Strauss). *Cahiers de radiologie :* 1935, 445; février 1936, **19,** 43-48.

228. — Présentation d'un appareil de radiothérapie à 200 kV. et 25 mA. *Bull. et mém. Soc. rad. méd. de France,* 1937, **25,** 17.

229. Mathey-Cornat (R.). — La radiothérapie à tension élevée. Partie clinique. Rapport au III[e] Congrès annuel des médecins électro-radiologistes de langue française. Paris, oct. 1936. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer,* août-sept. 1936.

230. Matricon (M.). — Les tubes à très haute tension. Communication au III[e] Congrès annuel des médecins électro-radiologistes de langue française, Paris, oct. 1936. *Journ. de rad. et d'électr.,* avril 1937, 166-168.

231. Mayer et Cheval. — La curiethérapie pénétrante. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer,* oct. 1926.

232. Mayneord (W. V.). — *Brit. J. of Radiology,* 1931, **4,** 693.

233. Mayneord (W. V.). — Notes on three problems of gamma-rays therapy. *Brit. J. of Radiology,* 1933, **6,** 598-614.

234. Mayneord (W. V.) and Roberts (J. E.). — Measurements of high-voltage X rays. *Brit. J. of Radiology,* June 1933, **66,** 321-344.

235. — The quality of high voltage radiations. *Brit. J. of Radiology,* 1935, **90,** 341.

236. — An attempt at precision measurements of gamma rays. *Brit. J. of Radiology,* May 1937, **10,** 365-388.

237. Mazérès. — *Journ. rad. & électr. :* 1924, **8,** 102; 1926, **10,** 159.

238. Merritt and Rathbone. — The rœntgen treatment of malignancy with filtration equivalent to 5 mm. copper. *Am. Journ. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1936, **35,** 334.

239. Meyer (H. Th.). — Ueber Wellenlängenabhängigkeit kleiner Ionisationskammern : 1° Fingerhutkammern, *Strahlentherapie,* 1931, **40,** 576-589; 2° Topfionisationskammern, *Strahlen.,* 1931, **41,** 185-196; 3° Kugelkammern, *Strahlen.,* 1931, **41,** 309-320.

240. — Nene Gesichtspunkte für die Wellenlängenunabhängigkeit kleiner Ionisationskammern. *Verh. III. Internat. Kong. Radiol.,* Paris, 1931, 219-220.

241. Meyer (W. H.). — The measurement of rœntgen-ray quality by means of the photographic determination of the half-value layer. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1926, **16,** 26-29.

242. — The quality determination of rœntgen rays. *Radiology,* 1933, **20,** 286-296.

243. Miehlnickel (E.). — Luftionisation durch die von Röntgenstrahlen in « luftäquivalenten » festen Stoffen Ausgelösten Elektronen. *Ann. d. Physik.,* 1934, **5,** 737-771.

244. — Untersuchungen über den Wirkungsmechanismus der Kleinen Ionisationskammern. *Strahlentherapie,* oktober 1935, **54,** 348-358.

245. Miehlnickel et Rajewsky. — Chambre d'ionisation sphérique transparente au rayonnement. *Strahlentherapie,* 1934, 499.

246. Millikan (R. A.). — Cosmic-ray ionization and electroscope constants as a function of pressure. *Phys. Rev.,* 1932, **39,** 397-403.

246 *bis.* Morel-Kahn. — A propos de l'emploi des tensions très élevées en rœntgenthérapie. *La Médecine,* juin 1937, **8,** 453-466.

247. Mudd (S. G.), Emery (C. K.), Meland (O. M.) and Costolow (W. E.). — Data concerning three years'experience with 600 kv. (peak) rœntgentherapy. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* April 1934, **31,** 520.

248. Mudd (S. G.) and Lauritsen (C. C.). — Plan of radiological work at the California Institute of Technology. Read before the American College of Surgeons, New-York City, october 15, 1931.

249. Mueller (W.). — La dose profonde dans l'irradiation très pénétrante. *Fortschr. a. d. Geb. d. Rœntgenstrahlen,* Bd. 48 Beiheft (Kongressheft, August 1933, Bremen).

250. — Das Problem der Röntgenspannungsmessung. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1933, **48,** 66-86.
251. Mueller (W.) und Zimmer (Th.). — Eine Röntgenröhre mit innerem Strahlenschutz für 400 kV. Betriebsspannung. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen;* März 1932, **45,** 341-347.
252. Mürdoch (J.). — Le dosage dans la radiumthérapie. *Brit. J. of. Radiology,* juin 1931, 42.
253. — Ueber die Dosierung der Gammastrahlen in r-Einheiten. *Strahlentherapie,* may 1935.
254. Mürdoch (J.) et Stahel. — Dosage des rayons du radium en unités r. IV° Congrès intern. de radiol., Zurich, 1934.
255. Mutscheller (A.). — Ionometer for relative measurement of primary X-rays. *Radiology,* 1924, **2,** 330-333.
256. — Average wawe lengths of X-rays. *Radiology,* 1924, **3,** 328-334.
257. — The quantity average of the continous X-ray spectrum. *Radiology,* 1929, **12,** 283-293.
258. — Absorption curves and spectra of X-ray beams. *Radiology,* 1933, **20,** 32.
259. — Les filtres composites à rayons X. *Radiology,* mai 1934, **5,** 569.
260. Nadaud. — Le praticien radiumthérapeute et la pratique du dosage simple, cliniquement suffisant, en unités r, des appareils radifères par l'ionomicromètre de Mallet. *Bull. et mém. de la Soc. de radiol. méd. de France,* avril 1937, **238,** 322-326.
261. Neblette. — Photography. D. Van Nostrand, N. Y., 1927.
262. Newell (R. R.). — Rœntgenographic estimation of concentration of tetraiodophenolphthalein in the gall-bladder. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1927, **17,** 443-446.
263. Neitz (A. H.). — Theory of development. *Monograph N° 2 by Eastman Kodak C°,* Rochester, New-York, 1922.
264. Otto (E.). — Die Dosierung von Röntgenbestrahlungen. *Strahlentherapie,* juin 1935, **53,** 350-351.
265. — Ammerkungen zu Dosierungstfragen. *Strahlentherapie,* februar 1937, **58,** 361-367.
266. Pack (G. T.). — Principles governing the radiation therapy of cancer. *The Memorial Hosp. New-York. Clinical Studies,* vol. XII, 1935.
267. Packard (C.). — The biological measurement of scattared radiation. *J. Cancer Research,* 1929, **13,** 373-382.
268. Parker (H. M.). — The dependence of the back-scattering of rœntgen rays in a phantom on focal distance, quality of radiation and field size. *Acta radiol.,* 1935, **16,** 705-715.
269. Paterson (R.). — Ueber die Dosierung in der Strahlentherapie (Aus dem Englischen übertragen von Dozent Dr. René du Mesnil de Rochemont). *Strahlentherapie,* Juli, 1936, **56,** 478-487.
270. Perussia. — Orientation nouvelle de la technique de la radiothérapie du cancer. *Nuntius Radiol.,* janv-févr. 1935, **1,** 9.
271. Piccard, Stahel et Dony. — Absorption des rayons pénétrants. *C. R. Acad. des sc.,* 5 oct. 1931.

272. Pohle (E. A.) and Barnes (J. M.). — Clinical and physical investigations of the problem of dosimetry in rœntgentherapy. *Radiology,* 1928, **10,** 300-317.

273. Pohle (E. A.) and Barnes (J. M.). — Production de neutrons par irradiation du glucinium au moyen de rayons X. *La Nature,* 1935.

274. Pohle (E. A.) and Wright (C. S.). — Limit exposure in radiography. *Radiology,* 1930, **14,** 17-23.

275. Ponzio (M.). — Radiometrio-Unità e mezzi di misura delle radiazioni Röntgen e del radium. *Annali di radiologica et fisica medica,* Bologna, 1936, **10,** 223-272.

276. Pychlau (H.). — Nouveau procédé de contrôle par le radium dans les dosimètres (présenté par M. Belot), *Bull. et mém. de la Soc. de rad. méd. de France,* juin 1936, 550-555.

277. — Zur Frage der Radiumkontrolle bei Dosimetern mit Kleinkammer. *Strahlentherapie,* juni 1937, **59,** 352-354.

278. — Ein Vorschlag zur ständigen überwachung des Röntgenbetriebes. *Strahlentherapie,* juni 1936, **59,** 355-359.

279. Quimby (E. H.). — Method for study of scattered and secondary radiation in X-ray and radium laboratories. *Radiology,* 1926, **7,** 211-217.

280. — A comparison of practical methods of measuring rœntgen-ray quality for therapy. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1929, **21,** 64-72.

281. — Des facteurs physiques de la curiethérapie interstitielle. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* mars 1935, 306.

282. — The use of long target-skin distances in rœntgen therapy. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* sept. 1936, **36,** 343-349.

283. Quimby (E. H.) and Arneson (A. N.). — A comparison of paraffin and water phantoms for rœntgen-ray depth dose measurements. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* January 1937, 93-97.

284. Quimby (E. H.), Copeland (M. M.) and Woods (R. C.). — The distribution of rœntgen rays within the human body. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1934, **32,** 534-551.

285. Quimby (E. H.) and Martinelli (L. D.). — The influence of filtration on surface and depth intensities of 200 kV. X rays. *Radiology,* 1933, **21,** 21.

286. Quimby (E. H.) and Mc Nattin (R. F.). — The change in quality of rœntgen rays on passing through tissue. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1932, **28,** 236-244.

287. Quinton (A.). — The effect of temperature, pressure, and humidity of the air on ionisation measurements using small air-wall chambers. *Brit. J. of Radiology,* May 1936, **9,** 313-323.

288. Quivy (J.). — De l'action des rayons X de courte longueur d'onde sur les tissus vivants. Soc. de rad. méd. de France, 9 mai 1933.

289. — Les mesures ionométriques sont-elles l'expression de l'action

biologique des rayons X? Soc. de rad. méd. de France, séance du 8 déc. 1936.

290. Rajewsky. — Congrès des Radiologistes allemands de Tchécoslovaquie. Prague, oct. 1932.

291. Rathbone (R. R.). — Comparison of the rœntgen and radium spectrum from the standpoint of the practical radiation therapist. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* december 1934, **6,** 808-809.

292. Read (J.). — High voltage X-ray tubes in the U. S. A. *Brit. J. of Radiology :* may 1936, **9,** 324-334; july 1936, **9,** 442-455.

293. Rees (W. J.) and Clark (L. H.). — On the quality and significance of the scattered radiation produced in water subjected to beams of X-rays and gamma rays. *Brit. J. of Radiology,* 1932, **5,** 432-445.

294. — The evaluation of « depth doses » of gamma and röntgen rays. *Brit. J. of Radiology,* October 1933, **70,** 588-597.

295. — *Phil. Mag.,* 1933, **106,** 691.

296. Reinhard (M. C.). — Variations in dosage dependent on wawe length. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* april 1934, **31,** 538-540.

297. Reisner (A.). — La dose érythème des rayons Bucky. *Röntgenpraxis,* 1930, **2,** 566.

298. Richtmyer (F. K.). — The laws of the absorption of X-rays. *Phys. Rev.,* 2nd Series 18, 19, 1921.

299. Richtmyer (F. K.), Barton (H. A.) and Jones (M. T.). — A 600 kV. X-ray plant. *Physical Review,* janv. 1932, **39,** 178; *Brit. J. of Radiol.,* march 1932, **5,** 214.

300. Riehl (N.) und Zimmer (K. G.). — Untersuchungen über die Zeichenschärfe von Verstärkerfolien aus verschiedenen Materialien. *Fortsch. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* april 1937, **55,** 386-390.

300 *bis.* Roberts (J. E.) and Honeyburne (J. M.). — The distribution of gamma rays round a ring source. *Brit. J. of Radiology,* July 1937, **10,** 515-526.

301. Rocky (C. N.). — A new, simple and compact X-ray meter. *Brit. J. of Radiology,* 1935, **8,** 481.

302. Rogozniski. — Quelques réflexions au sujet du dosage des rayons X. *Journ. de radiol.,* mai 1934.

303. Ross (F. E.). — The physics of the developped photographic image. *Monograph.,* n° 2, Eastman Kodak C°, 1924, 142.

304. Ruggles (H.). — A year's experience with 800 kV. rœntgen rays. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* Sept. 1936, **36,** 366-367.

305. Rump (W.). — Die Streustrahlung der Luft. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen.* **38,** 59-67.

306. Russ (A) and Scott (G. M.). — The differential action of gamma rays. *Brit. J. of Radiology,* 1932, **5,** 814-833.

307. Rutherford (E.), Chadwick (J.) and Ellis (C. D.). — Radiations from radioactive substances. Cambridge University Press, London, 1930.

308. Salaun. — Les cellules photo-voltaïques et leur application à la mesure des rayons X. Thèse Paris, 1933.

309. Salomonson (I. K. A. W.). — Une différence entre l'action de la lumière et celle des rayons X sur les plaques photographiques. *Proc. Konink. Akad. Wetensch.*, Amsterdam, 1915, **18**, 671-682.
310. Sannié. — *C. R. Acad. des sc.*, 1934, **198**, 1149.
311. Savel. — Emploi de la chambre d'ionisation à pression élevée pour l'étude des rayonnements gamma et des neutrons. *Journ. de phys.*, 1933.
312. Schall (W. E.). — A 500 kV. X ray therapy unit. *Brit. J. of Radiology*, 1933, **6**, 175-178.
313. Scherbel (N.). — Studien zur Röntgenographie von Zahn-und Kieferobjkten. *Ztschr. Stomatol.*, 1932, **30**, 291.
314. Schocken (K.). — Kontrastmessungen an Röntgenfilmen. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen.*, 1934, **50**, 299-305.
315. Schubert (E. von). — Ueber Carcinomtherapie mix extrem harten Röntgenstrahlen. *Arch. f. Gynäk*, 1931, **144**, 572-573.
316. — Vorlaüfige dreijährige Erfahrungen mit der Karzinomtherapie mit extrem harten Strahlen. *Strahlentherapie :* **42**, 136; **51**, 271.
317. — Vorlaüfage Erfahrungen mit der Karzinomtherapie mit extrem harten Röntgenstrahlen. *Strahlentherapie*, 1932, **44**, 293-310.
318. Schwarzschild. — Theory of X-rays quality measurement. *Radiology*, 1931, **26**, 856.
319. Sharp and Smith. — *Trans. III. Eng. Soc.*, 1928, **23**, 434.
320. Sievert (R. M.). — A new method for determining the intensity of gamma and X ray radiation. *Acta Radiol.*, suppl. XIV, 1932.
321. Silberstein. — *Pil. Mag.*, 1933, **15**, 375.
322. Sloan (D. H.). — A radiofrequency high voltage generator. *Physical Review*, January, 1935, **47**, 62-71.
323. Sloan (D. H.), Livingood (J. J.), Exner (F. M.) and Lawrence (E. O.). — An apparatus for the production of very high voltage X-rays. Congress of Radiology, Chicago, sept. 1933.
324. Smercker (H.). — Dosimetrische Fragen der Radium-und Röntgentherapie. *Strahlentherapie*, April 1937, **58**, 676-683.
325. Smith (R. L.). — X-ray installation at Lincoln, Nebr. *J. Am. M. Ass.*, 1933, **101**, 1975.
326. Soiland (A.). — Experimental clinical reasearch work with X-ray voltages above 500.000. A preliminary statement. *Radiology*, 1933, **20**, 99-102.
327. — Comments on the higher X-ray voltages. *J. Am. M. Ass.*, 1933, **101**, 1055-1057.
328. Solomon (I.). — Nouvelles recherches ionométriques. *J. de radiol. et d'électrol.*, 1931, **15**, 432-441.
329. — Sur l'étalonnage des ionomètres en unités r. Soc. de rad. méd. de France, séance du 12 nov. 1935.
330. Spiegler (G.). — Auf dem Wege zu einer Metodik der richtigen Betrachtung von Röntgenfilmen. *Fortsch. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen*, 1934, **49**, 57-67.
331. — Die Streustrahlung in ihrer Wirkung auf die Bildgebung. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen*, May 1935, **51**, 498-508.

332. — Die Röntgendosimetrie, ihre Entwicklung und ihr Stand. *Strahlentherapie,* April 1937, **58,** 710-712.

333. Spiegler (G.) und Juris (R.). — Die Kontrolle der Konstanz von Kleinkammerdosimetern. Ein neuer Kontrollstandard. *Strahlentherapie,* September 1935, **54,** 174-181.

334. — Grosse Kontraste und Sichtgüte. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* April 1936, **53,** 678-685.

335. Steel (D.). — Eighteen month's experience with 400 kV. constant potential deep therapy. A preliminary report. *Am. J. of Rœntgen. & Rad. Therapy,* December 1936, 963-968.

336. Stein (J.). — The evaluation of bone density in the rœntgennogram by the use of ivory wedges. *Am. J. of Rœntgen & Rad. Therapy,* may 1937, **37,** 678-682.

337. Strauss (S.). — Zur Geschichte des Mekapions und dessen heutiger Entwicklumgsstand. *Strahlentherapie,* April 1937, **58,** 713-717.

338. Taylor (L. S.). — Absorption measurements of the X-ray general radiation. *Radiology,* 1931, **16,** 302-321.

339. — International comparison of X-ray standards. *Radiology,* 1932, **18,** 99-114.

340. Taylor (L. S.) and Stoneburner (C. F.). — Operation of thick-walled X-ray tubes on rectified potentials. *Bur. Standards J. Research,* 1933, **10,** 233-247.

341. — Effective applied voltage as an indicator of the energy emitted by a rœntgen-ray tube. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1933, **30,** 221-228.

342. Taylor (L. S.) and Tucker (K. L.). — The comparison of high voltage X-ray generators. *Bur. Standards J. Research,* 1932, **9,** 333-352.

343. — The comparison of high voltage rœntgen-ray generators. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1933, **29,** 826-843.

344. Thoraeus (R.). — Un nouveau filtre pour radiothérapie profonde. IIe Congrès internat. de rad., Stockholm, juill. 1928.

345. — A study of the ionization method for measuring the intensity and absorption of rœntgen rays and of the efficiency of different filters used in therapy. *Acta Radiol.,* suppl. 15, 1932, 1-88.

346. — *Acta Radiol.,* vol. XV, 1934, 225.

347. — The wall-thickness of Röntgen tubes and its influence on the filtration in general and on the function of the tin filter in special. *Acta Radiol.,* 1936, **17,** 161-167.

348. — A new method for calculating combinations of tube-voltage and filtration and some results of its application in rœntgentherapy. *Acta Radiol.,* 1936, **17,** 579-593.

349. — Construction and properties of a graphite condenser chamber. *Acta Radiol.,* mai 1937, **28,** 471-475.

350. Traub (W.) und Wolff (H. W.). — Ueber eine neue Röntgenröhre für 600 kV. mit Strahlenschutz. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* 1933, **48,** 73-75

351. Trillat (J. J.). — La diffraction des électrons dans ses applications. *Actual. scient. et industr.*, 269, 1935, Hermann, Paris.

352. Tuve (M. A.), Breit (G.) and Hafstad (L. R.). — The application of high potentials to vacuum tubes. *Physical Review*, 1930, **35**, 66.

353. Van Atta (L. C.), Van de Graaff (R. I.) and Barton (H. A.). — New design for a high voltage discharge tube. *Physical Review*, 1933, **43**, 158.

354. Van de Graaff (R. I.), Compton (K. T.) and Van Atta (L. C.). — Electrostatic production of high voltage for nuclear investigations. *Physical Review*, 1933, **43**, 149.

355. Van Huysen (G.), Hodge (H. C.), Warren (S. L.) and Bishop (F. W.). — Quantitative rœntgen-ray study of certain pathological changes in dentin. *Dental Cosmos*, 1133, **75**, 729-738.

356 Vinogradow. — Nouveauté dans l'amplification des courants : le multiplicateur d'électrons. *La Science et la Vie*, juin 1937, **240**, 431.

357. Voltz (F.). — Tables pour le dosage en thérapie profonde. Heinemann, 1922.

358. Waard (R. H. de). — Die Bedeutung der Selektivität von Streustrahlenblenden für die Kontraste im Röntgenbild. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen*, 1934, **50**, 606-612.

359. Wagner et V. Schubert. — Congrès des radiol. allem. de Tchécoslovaquie, Prague, oct. 1932.

360. Wangermez (Ch.). — Contribution à l'étude de la dosimétrie biologique des rayons X. Thèse Bordeaux, 1929.

361. — Etude critique et expérimentale sur la traduction des unités biologiques en unités physiques. *C. R. III^e Congrès internat. de radiol.*, Paris, juill. 1931.

362. — Le dosage quantitatif des rayons X. Unités de mesure. Evaluation des unités biologiques. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer*, févr. 1933.

363. — Titres et travaux scientifiques. Delmas, édit., Bordeaux, 1933.

364. — Radiothérapie pénétrante et taux de transmission. *IV^e Congrès internat. de radiol.*, Zurich, 1934.

365. — Le I^er Congrès internat. d'électro-radio-biologie. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer*, nov. 1934.

366. — *Paris médical*, 2 févr. 1935.

367. — Sur l'étalonnage des ionomètres en unités r. Soc. de rad. méd. de France, séance du 10 déc. 1935.

368. — Titres et travaux scientifiques. Delmas, Bordeaux, mai 1937.

369. Wangermez (Ch.) et Auriac (J.). — La radiothérapie à voltage élevé. Etude physique. Rapport au III^e Congrès annuel des médecins électro-radiologistes de langue française, Paris, oct. 1936. *Arch. d'électr. méd. et de phys. du Cancer*, juin 1936, **617**, 193-226.

370. Ward (Ch. B.), Wirth (J. E.) and Rose (J. E.). — One and one half year's experience with supervoltage rœntgen rays. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy*, sept. 1936, **36**, 368-378.

371. Warren (S. L.), Bishop (F. W.), Hodge (H. C.) and Van Huysen (G.). — A quantitative method for studying the rœntgen-ray absorption of tooth slabes. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* May 1934, **31,** 663-672.

372. Watson (Wm.). — The making of diagnostic radiographs. — I. With and without intensifying screens. *Radiography,* April 1936, **2,** 49-55.

373. Weatherwax (J. L.), and Leddy (E. T.). — Standardization of ionization measurements of intensity and measurements of scattered and secondary X-rays effective in producing an erythema. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* 1923, **10,** 488-493.

374. Weyl (Ch.) and Warren (S. R.). — A comparative photometric densitometer for the measurement of X-ray film densities. *Radiology,* November 1931, **17,** 946-951.

375. Wilsey (R. B.). — *Opt. Soc. America* J., 1926, **12,** 661.

376. — The laws of developpment of X-ray films. *Radiology,* 1925, **5,** 237-244.

377. — On the specification of X-ray quality. *Radiology,* October 1931, **17,** 700-713.

378. — The photographic photometry of rœntgen rays. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy :* 1934, **6,** 789-804; 1935, **32,** 789.

379. Wilsey (R. B.) and Pritchard (H. A.). — A comparison of X-ray and white light exposures in photographic sensitometry. *J. Optic. Soc. America.,* 1926, **12,** 661-689.

380. Withers (S.). — Calculation of rœntgen dosage. *Radiology,* november 1931, 952-956.

381. Wolfer (F.). — Eléments de la physique des rayons X. Hermann, édit.

382. Woodard (H. Q.), Quimby (E. H.) and Downes (H. R.). — The relative effects produced by 200 kV. rœntgen rays, 700 kV. rœntgen rays, and gamma rays. — II. Comparison based on effects on iodides, Eder's solution, and photographic film. *Am. J. Rœntgenol. & Rad. Therapy,* March 1933, **29,** 308-325.

383. Würstlin (K.). — Mikrophotometrische Erfassung der Zeichenschärfe von Verstärkungsfolien. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* Nov. 1936, **54,** 519-521.

384. Zakovsky (J.). — Tiefenquotienten und Bestrahlungszeiten bei verschiedenen Spannungen und Filtern. *Strahlentherapie,* May 1935, **53,** 125-133.

385. — Zur Frage der Verbesserung der Tiefendosis durch Anwendung der optimalen Filterstärke. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen,* Sept. 1936, **54,** 301-304.

386. Zimmer. — Radiumdosimetrie. Georg Thienne, Verlag, Leipzig.

387. Zintheo (C. J.). — Variations in the intensity and quality of rœntgen-ray output as affected by the angle to the central ray, the rœntgen tube and the rœntgen machine. *Am. J. of Rœntgen. &. Rad. Therapy,* January 1937, 98-104.

388. Zuppinger. — *Strahlentherapie,* 1908, **28,** 703.

389. Zworykin (V. K.) et Wilson (E. D.). — Les cellules photo-électriques et leurs applications, Dunod, Paris, 1937.

*
* *

390. Données pratiques sur l'absorption des rayons X par le plomb. *Bull. de la C^ie^ générale de Radiologie,* 1930, 17-19.

391. - Gamma rays and high-voltage X-rays in beam therapy. *Radiography,* may 1937, **29,** 65-66.

392. — General recommendations of the National Laboratories for the Standardisation of X-Ray Dosimeters. *Brit J. of Radiology,* 1934, **7,** 304.

393. — International recommendations for radiological units. *Brit. J. of Radiology,* June 1937, **10,** 438-444.

394. — Symposium on : Factors influencing the quantitative measurements of the rœntgen-ray absorption of tooth slabs.

Cf. n^os^ : 148, 149, 150, 151, 152, 371.

395. — Symposium on : The relative effects produced by 200 kV. rœntgen rays, 700 kV. rœntgen rays, and gamma rays. *Am. J. of Rœntgenol. & Rad. Therapy,* March 1933, **29,** 293-367.

Cf. n^os^ : 9, 76, 89, 93, 139, 216, 382.

TABLE DES MATIÈRES

Pages

INTRODUCTION 15

PREMIERE PARTIE

L'APPAREILLAGE

A. *En Amérique du Nord* 17
B. *En Europe* 20
I. — La tension constante. Sa supériorité 22
II. — La filtration primaire 24

DEUXIEME PARTIE

LES METHODES DE MESURE

CHAPITRE I. — Méthodes photométriques et méthodes photographiques 28

CHAPITRE II. — Méthodes ionométriques 32

CHAPITRE III. — Etude de la perméabilité au rayonnement des chambres ionométriques 38
Rappel historique 42

I. — La rœntgengraphie : généralités 46
A. *La sensibilité de l'émulsion* 46
B. *Surexposition. Halo* 47
C. *Temps de pose et intensité de rayonnement. Loi de réciprocité* 47
D. *Diffusion d'objets voisins* 49
E. *Les écrans renforçateurs* 49
F. *Développement* 51
G. *Manipulations complémentaires* 54
H. *Mesure de la densité de noircissement* 55

II. — Le microphotomètre enregistreur 56
Principe 56
Description 57
Fonctionnement 61

III. — Etude sélective des films 63
A. *Protocole des manipulations* 63
B. *Mensuration des films* 64
1° Usage du microphotomètre sans enregistrement 64
2° Usage du microphotomètre avec enregistrement 67

IV. — Prise des rœntgengrammes des chambres 70

V. — Etude numérique des rœntgengrammes 75
Conclusions 81

VI. — Critique de la méthode 82

VII. — Conclusion 84

CHAPITRE IV. — **Méthode spectrographique** 87

TROISIEME PARTIE

RESULTATS DES MESURES

CHAPITRE I. — **Les conditions générales des mesures** 89

A. *Constante de l'alimentation* 89
B. *Stabilisation du tube* 90
C. *Ouverture du faisceau irradiant* 91
D. *Les fantômes* 92
E. *Position de la chambre ionométrique en surface* 94

CHAPITRE II. — **La dose profonde** 95

A. *Rendement et voltage* 96
B. *Dose profonde et voltage* 96
C. *Dose profonde et filtration* 98
D. *Dose profonde et distance focale* 102
Résultats 106
E. *Dose profonde et grandeur du champ* 109
F. *La couche d'air filtre-chambre ionométrique* 114
G. *Conclusion* 121

CONCLUSIONS GENERALES 124

BIBLIOGRAPHIE 127

20 392. — Bordeaux, Impr. Centrale Delmas, 6, pl. St-Christoly. — 1937.